

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

Departamento de Patología Quirúrgica



TESIS DOCTORAL

Protesis de rodilla

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR

José María Ordóñez Parra

Madrid, 2015

José María Ordóñez Parra

TP
1983
208



X-53-117507-2

PROTESIS DE RODILLA

Departamento de Patología Quirúrgica
Facultad de Medicina
Universidad Complutense de Madrid
1983



BIBLIOTECA

Colección Tesis Doctorales. Nº

208/83

© José María Ordóñez Parra
Edita e imprime la Editorial de la Universidad
Complutense de Madrid. Servicio de Reprografía
Noviciado, 3 Madrid-8
Madrid, 1983
Xerox 9200 XB 480
Depósito Legal: M-29630-1983

PROTESIS DE RODILLA

*Trabajo presentado como Tesis Doctoral
por el Licenciado
José María Ordóñez Parra.*



HOSPITAL CLINICO DE SAN CARLOS
DE LA
FACULTAD DE MEDICINA
MADRID - 3

CATEDRA DE PATOLOGIA QUIRURGICA
PROF. DR. DURAN SACRISTAN

DON HIPOLITO DURAN SACRISTAN, CATEDRATICO NUMERARIO DE LA 1ª CATEDRA DE PATOLOGIA Y CLINICA QUIRURGICAS DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID.

C E R T I F I C O: Que D. JOSE M^º ORDÓÑEZ PARRA, ha realizado bajo mi dirección un trabajo titulado "PROTESIS DE - RODILLA", para ser presentado como Tesis Doctoral.

Y para que conste, firmo el presente en - Madrid, a diez de Junio de mil novecientos ochenta y uno.



H. Durán Sacristán
Dr. H. Durán Sacristán

AGRADECIMIENTOS

Agradezco al Prof. Durán Sacristán la gentileza de dirigir este trabajo y el interés que mostró por el mismo. Sus consejos me han orientado en todo momento.

Al Dr. Epeldegui Fernández las facilidades que me otorgó, así como el apoyo decidido dentro de su Departamento, para iniciar y desarrollar el trabajo.

Al Dr. Castan Sarasa, por su valiosa ayuda especialmente cuando hube de afrontar las consecuencias de los primeros fallos protésicos.

A los Dres. Martínez García y Baon Ramírez responsables de los servicios donde inicié y he concluido este trabajo, por las facilidades que me otorgaron.

A los compañeros que me han ayudado con sus consejos, así como en las interminables traducciones. Especialmente al Dr. Bello Prats.

También agradezco las críticas, siempre constructivas, que he recibido en el desarrollo de este tema, porque las mismas me estimularon a una mayor reflexión.

A las Srtas. mecanógrafas, técnicos de fotografía, etc., a quienes he agobiado en algunos momentos.

A todos, mi gratitud.

*A la memoria de mis padres,
en recuerdo de su generosidad
y abnegación.*

I N D I C E

	<u>Página</u>
- INTRODUCCION	1
CAPITULO I	
- ANATOMIA MORFOLOGICA DE LA ARTICULACION DE LA RODILLA	4
A. Superficies articulares	4
B. Meniscos	5
C. Cavidad articular	6
D. Aparato capsuloligamentoso	7
a. Ligamento lateral interno	7
b. Ligamento lateral externo	8
c. Ligamentos cruzados	8
E. Musculatura de la rodilla	9
- VASCULARIZACION	11
- INERVACION	12
- Bibliografía del capítulo	13
CAPITULO II	
- NOCIONES DE FISIOLOGIA ARTICULAR EN BASE A LA CONCEPCION DE ARTROPLASTIAS DE RODILLA	14
A. Grados de libertad de la rodilla	15
B. Mecanismo del movimiento en la FE	21
C. Función estabilizadora de los diferentes elementos	22
a. Rótula	22
b. Los ligamentos	25
c. Estabilidad activa de la rodilla	29
- Bibliografía del capítulo	30

Página

CAPITULO III

- EXPLORACION, RADIOLOGIA Y METODOS AUXILIARES	31
A. Exploración de la rodilla	32
B. Radiología	35
C. Métodos auxiliares de diagnóstico	38
a. Punción articular	38
b. Biopsia articular	39
c. Artroscopia	39
d. Gammagrafia	40
e. Laboratorio	40
- Bibliografía del capítulo	41

CAPITULO IV

- HISTORIA DE LAS ARTROPLASTIAS DE RODILLA POR ENDO- PROTESIS	42
A. Artroplastia por implante femoral	43
B. Artroplastia por implante tibial	46
C. Artroplastia por implante rotuliano	48
D. Artroplastia total	49
- Bibliografía del capítulo	58

CAPITULO V

- ASPECTOS BIOMECANICOS EN LA CONCEPCION DE UNA PROTESIS DE RODILLA	62
A. Condiciones exigidas a una prótesis de rodilla	63
a. Supresión del dolor	64
b. Gama de movilidad suficiente	64
c. Corrección de inestabilidad y deformidades	65
d. Duración de la prótesis	65
e. Técnica quirúrgica de inserción sencilla	67

Página

f. Procedimiento de salvamento aceptable	67
g. Costo reducido	68
B. Conceptos generales del diseño	68
a. Prótesis de charnela	69
b. Prótesis de deslizamiento	70
c. Prótesis rotacionales	72
d. Prótesis femoropatelar	73
C. Aspectos técnicos de bioingeniería	74
a. Geometría	74
b. Movimientos	75
c. Cargas	75
- Enfoque y problemática en el diseño de una prótesis con conservación de ligamentos	78
- Problemática en el diseño de una prótesis a charnela	89
- Estudio teórico del miembro inferior protésico	93
- Bibliografía del capítulo	95

CAPITULO VI

- MATERIALES UTILIZADOS EN LOS IMPLANTES DE RODILLA	101
A. Generalidades	101
- B. Consideraciones mecánicas	103
C. Materiales	104
a. Materiales no metálicos	104
b. Materiales metálicos	106
D. Posibilidades de combinación de los materiales	108
E. Biocompatibilidad	110
a. Riesgo de carcinogénesis	111
b. Sensibilidad tisular	112
F. Cemento óseo como medio de fijación	114
a. Propiedades y características del polimetilmetacrilato	114
b. Cemento óseo asociado con antibióticos	116
- Bibliografía del capítulo	119

Página

CAPITULO VII

- INDICACIONES	123
a. Estado de la articulación	124
b. Estado general del paciente	126
c. Riesgo de infección	127
d. Etiología	128
- CONTRAINDICACIONES GENERALES	132
- Bibliografía del capítulo	133

CAPITULO VIII

- TECNICAS FUNDAMENTALES	136
A. Prótesis parciales de la articulación femorotibial	138
a. Artroprótesis femoral	139
b. Artroprótesis tibial	142
c. Prótesis rotuliana	146
B. Prótesis totales	151
a. Prótesis de charnela	151
1. Prótesis de Shiers	155
2. Prótesis de Waldius	158
3. Prótesis de Guepar	161
4. Prótesis intracondilar St. Georg	170
b. Prótesis de deslizamiento	185
1. Prótesis policéntrica	191
2. Prótesis de deslizamiento St. Georg	200
3. Artroplastia geométrica de rodilla	209
4. Artroplastia de rodilla ICLH	222
5. Artroplastia total condilar	249
c. Prótesis rotacionales	274
1. Artroplastia de rodilla de Sheehan	275
2. Prótesis de rodilla de Attenborough	284

	<u>Página</u>
3. Prótesis esferocéntrica	301
4. Artroplastia estabilocondilar	311
d. Semicharnelas	317
1. Prótesis de rodilla G.S.B.	317
2. Prótesis de Tillman	320
e. Prótesis no cementadas	321
1. Prótesis de rodilla de Judet	322
2. Prótesis Caviar	324
3. Prótesis Motta-Callea	327
- Bibliografía del capítulo	331

CAPITULO IX

- COMPLICACIONES	337
A. Complicaciones generales	339
1. Accidentes cardio-vasculares	339
2. Accidentes vasculares periféricos	344
3. Complicaciones médicas generales	346
B. Complicaciones locales	346
1. Complicaciones peroperatorias	346
2. Complicaciones cutáneas	347
3. Infección	348
4. Complicaciones del aparato extensor	354
5. Aflojamiento protésico	355
6. Complicaciones patelares	363
7. Fracturas óseas y dislocaciones	365
8. Roturas de la prótesis	367
9. Lesiones neurológicas	369
- Bibliografía del capítulo	371

Página

CAPITULO X

- MATERIAL, METODO, EVALUACION DE RESULTADOS Y CASUISTICA PERSONAL	376
- Introducción	377
A. Material	379
a. Edad y sexo	380
b. Etiología	380
c. Actividad profesional y porcentaje de incapacidad	381
d. Grado de deformidad e inestabilidad	381
e. Dolor	382
f. Función	383
g. Tipos de implante	384
B. Método	385
a. Estudio diagnóstico	385
b. Medidas quirúrgicas	386
c. Técnica quirúrgica	387
d. Rehabilitación y cuidados postoperatorios	437
C. Resultados	440
a. Sistema de valoración	440
b. Operaciones complementarias	448
c. Errores técnicos	449
d. Complicaciones	449
e. Fracasos	453
D. Casuística. Exposición de casos	456

CAPITULO XI

- DISCUSION	535
a. Prótesis totales o parciales	536
b. Sustitución total o unicompartimental	537
c. Prótesis rígidas o fisiológicas	539
d. Cemento como medio de fijación	542

VII

	<u>Página</u>
e. Materiales idóneos al diseño protésico	544
f. Estabilidad intercondilar	546
g. Superficie geométrica de los componentes protésicos	548
h. Posibilidades de despegamiento protésico, aséptico	551
i. Tratamiento quirúrgico de los ligamentos cruzados	555
j. Necesidad de sustitución patelar	557
k. Infección en endoprótesis de rodilla	560
l. Posibilidades de rescate ante el fallo protésico	563
- CONCLUSIONES	570
- BIBLIOGRAFIA GENERAL	576

INTRODUCCION.

A. Justificación del tema.

La rodilla constituye una encrucijada en el miembro inferior. Su fisiología es compleja y su fracaso determina una notable incapacidad. Siempre me sobresaltaron la claudicación y limitaciones que supone la artrodesis a este nivel. Mayor dramatismo reviste la incapacidad del paciente artrítico, muchas veces postergado en su sillón de ruedas o condenado a soportar dolores de variable intensidad. Esta panorámica, presente en cualquier cirujano ortopédico, a mi me sensibilizó especialmente.

La patología mas severa de la rodilla reumática no es generalmente tributaria de los métodos clásicos de cirugía. Consiguientemente, la posibilidad de artroplastia de rodilla por endoprótesis pareció, en principio, una panacea. Una fórmula mágica que enardeció nuestro ánimo de cirujano joven. Este entusiasmo pronto se vió frenado ante nuestros primeros fracasos. Entonces, se impuso una reflexión profunda, porque los inconvenientes de los implantes articulares discurren paralelamente a sus ventajas, especialmente, cuando aquellos son ignorados. La prótesis ideal de rodilla no ha surgido todavía, pero las ventajas de esta técnica son una realidad. La utilidad de la sustitución articular de rodilla solo puede ser entendida conociendo las posibilidades de los implantes y las indicaciones que hagamos de los mismos. Los hechos, desgraciadamente, no siempre ocurren así, entonces surge la confusión. Confío que este trabajo contribuya a clasificar conceptos. Nuestra base de partida arranca de una realidad evidente: cualquier procedimiento eficaz que conserve la articulación natural resulta preferible a la prótesis. Después, solo ésta será capaz de devolver la autonomía que nos pide el paciente reumático a quien, por principio, nunca debemos condenar a una artrodesis.

Este mensaje puede resumir la intención de nuestro trabajo, que aunque exhaustivo, su limitación queda impuesta por la naturaleza del tema, sometido aún a revisión.

Ojalá que este pequeño esfuerzo represente un grano de arena como contribución al tema y signifique una ayuda para el conocimiento de la utilidad que podemos obtener de la prótesis de rodilla.

B. Método.

Este trabajo se compone esencialmente de dos partes: doctrinal y de experiencia personal. El análisis de las mismas permite abrir una discusión para establecer unas conclusiones finales.

En la primera parte son considerados todos aquellos aspectos básicos de la rodilla que permiten entender la filosofía y la mecánica de la sustitución de esta articulación.

El capítulo dedicado a Técnicas fundamentales, por las limitaciones obvias, solo incluye aquellos procedimientos más representativos o que han adquirido mayor difusión. Sus referencias tienen lugar fielmente a la descripción de sus autores.

La fuente de datos ha sido extraída de la literatura mundial sobre el tema, comunicaciones en congresos, viajes de estudio y trabajo, contactos personales, etc. En todo caso, nuestra intención la ha presidido el deseo de una máxima objetividad. Las citas bibliográficas se incluyen en el capítulo a que corresponden, si bien, finalmente, existe una relación alfabética.

Tras describir nuestra casuística y resultados, la discusión la hemos centrado en aquellas cuestiones que resultan más polémicas actualmente, en base tanto a criterios seguidos por autores de reconocido prestigio como a los emanados de nuestra propia experiencia. Para avalar la misma hacemos descripción gráfica de todos nuestros casos. Ello nos ha permitido establecer una normativa de conceptos básicos que perfilan la situación actual del tema.

ANATOMIA MORFOLOGICA, VASCULARIZACION E INERVACION.

ANATOMIA MORFOLOGICA DE LA ARTICULACION DE LA RODILLA.

A. SUPERFICIES ARTICULARES.

Desde el punto de vista morfológico, la articulación de la rodilla está integrada por la yuxtaposición de dos articulaciones secundarias: la articulación femorotibial que es una articulación condílea con meniscos interpuestos y de otra parte la articulación femororotuliana, que es una troclear.

Con respecto a la primera, el par articular superior está formado por los cóndilos femorales. El inferior lo integran los platillos tibiales que presentan una excavación, llamada la cavidad glenoidea.

Los cóndilos están separados entre sí por el surco intercondíleo. El cóndilo externo es más ancho que el interno, carácter morfológico en relación con la bipedestación, donde el peso corporal incide mayormente en la columna externa. El cóndilo interno del fémur se encuentra ligeramente más descendido y retrasado con respecto al externo. Ambos cóndilos presentan una doble curvatura transversal y anteroposterior. El radio de curvatura sagital en el cóndilo interno es superior al del externo, diferencia de interés por su repercusión en la biomecánica articular como veremos más adelante. Este radio no es fijo sino que describe una espiral que decrece progresivamente de delante atrás como demostraron Weber y Bugnion.

En las caras laterales de los cóndilos existen unas eminencias o tubérculos de Grüber que con el miembro en carga y la rodilla en extensión, hacen de palanca retensando los ligamentos.

La superficie articular de la tibia la constituyen los platillos tibiales, que como antes decíamos, presentan sendas

excavaciones que forman las cavidades glenoideas, separadas por una elevación de la que emergen las espinas tibiales anterior y posterior. La glenoidea interna, cóncava, es más alargada de de lante atrás que la externa, que ofrece una superficie convexa. El plano medial de ambas superficies no es perfecto, sino que existe una retroposición al tiempo de una inclinación lateral.

La articulación femoropatelar está constituida por la su perficie posterior de la rótula y la anterior del fémur que corresponde con aquélla ("facies patellaris" de Orts Llorca) (1).

La rótula, que se osifica después del nacimiento y no al canza su desarrollo hasta la pubertad, se articula con la tró clea femoral mediante sus dos tercios superiores. El tercio in ferior, que no es articular, da inserción al ligamento rotulia no. Protege por delante el conjunto articular, elevando el más culo cuádriceps que de esta manera aumenta su brazo de palanca y mejora la fuerza de tracción.

B. MENISCOS.

La incongruencia articular entre el fémur y la tibia viene a remediarse en parte por la existencia de los meniscos, que son dos formaciones fibrocartilaginosas de forma semicir cular, que dividen la cavidad articular en dos cámaras: supra meniscal, más amplia, e inframeniscal.

El menisco interno ofrece conexiones con el ligamento lateral del mismo lado mediante haces fibrosos, que junto con las inserciones de sus cuernos anterior y posterior con la tí bia, le mantienen firmemente anclado.

El menisco externo no tiene conexiones ligamentosas. Presenta una solución de continuidad en su posición posterola-

teral a cuyo nivel se interpone el tendón poplíteo, siendo éste el único lugar en la circunferencia del menisco donde no existe inserción capsular.

El tejido, fibrocartilaginoso de los dos tercios internos del menisco (porción condral) es avascular, la porción más periférica es de naturaleza fibrosa. Entre las fibras existen fibrocitos y vasos que proceden de la zona parameniscal más vascularizada, que contiene nervios y constituye la zona de regeneración de Henschen.

C. CAVIDAD ARTICULAR.

La cavidad articular está revestida por la sinovial. Esta emite una serie de prolongaciones para el tendón poplíteo, músculos gemelo interno, y semimembranoso, ligamentos cruzados y especialmente la que forma el fondo de saco subcuadricipital que es la mayor y asciende hasta 10 cms. por encima de la interlínea articular. Estos divertículos quedan lógicamente distendidos por la acumulación de líquido en los derrames articulares.

Según Pérez Casas (2) la sinovial ofrece diferentes paquetes adiposos. El más importante es el anterior o infrarotuliano (llamado cuerpo de Hoffa), que rellena el espacio muerto surgido en el transcurso de la flexión entre cóndilos femorales y tuberosidades de la tibia. Su irritación traumática determina su hipertrofia (enfermedad de Hoffa) (2).

Kling distingue además el paquete adiposo posterior o poplíteo, el anterior situado entre el fondo de saco suprarotuliano y el tendón del cuádriceps y por último el suprarotuliano posterior situado entre este divertículo y la extremidad inferior del fémur.

Alrededor de la articulación de la rodilla existen una serie de bolsas serosas. La de mayor repercusión clínica es la prerrotuliana por ser asiento, frecuentemente, de bursitis. También en el hueso poplíteo existen bolsas serosas que son afectadas de procesos inflamatorios..

D. APARATO CAPSULOLIGAMENTOSO.

La compleja cavidad articular está envuelta por un manguito fibroso o capsular reforzado por fibras tendinosas procedentes de los músculos circundantes.

En la cara anterior de la rodilla el tendón cuadricipital y las expansiones laterales perirrotulianas correspondientes a los vastos forman junto con la rótula una sólida protección para la rodilla (3). El tendón rotuliano que fija la rótula a la tuberosidad de la tibia, completa el aparato extensor de la rodilla. En la cara posterior la cápsula es más gruesa y se adhiere a las inserciones de los gemelos y en la parte central al ligamento cruzado posterior. A este nivel se ve reforzada por el ligamento de Winslow o expansión del tendón del semimembranoso hasta su inserción en el cóndilo externo, y el ligamento arcuato que procedente del cóndilo externo recubre el tendón poplíteo.

En el borde interno la cápsula está en contacto con las fibras cortas del ligamento lateral interno, mientras que en el borde externo hay un hiato de separación entre la cápsula y el ligamento lateral externo por donde pasa el tendón poplíteo.

a. Ligamento lateral interno.

Es muy importante para la estabilización de la rodilla, y se halla en tensión gracias al valguismo fisiológico cuando la rodilla se encuentra en extensión.

Según Last consta de dos haces: el profundo que se inserta en los bordes articulares del cóndilo femoral y tibia, en íntima unión con las fibras del tejido parameniscal, solidarizando el menisco con el cóndilo femoral, y el superficial más fuerte y de más longitud. Otros autores distinguen tres fascículos diferentes.

b. Ligamento lateral externo.

Se extiende entre el epicóndilo externo del fémur y la fosita preestiloidea del peroné. No tiene conexiones con la cápsula articular de la que se halla separado por una bolsa serosa. Se distinguen básicamente un haz profundo y otro superficial. El primero está separado del menisco externo por el tendón poplíteo. El haz superficial se halla perfectamente individualizado siendo el más grueso.

c. Ligamentos cruzados.

Se llaman así por cruzarse doblemente en el plano sagital y frontal. Ocupan el espacio intercondíleo, son estructuras intraarticulares y al mismo tiempo extrasinoviales.

El ligamento cruzado anterior se extiende desde la superficie preespinal de la tibia a la parte más posterior de la superficie intercondílea del cóndilo externo.

El ligamento cruzado posterior va desde la superficie retroespinal de la tibia y cruzando medialmente al anterior, se dirige hacia delante, arriba y adentro para insertarse en la parte más anterior de la cara intercondílea del cóndilo interno.

Posteriormente la cápsula articular se halla reforzada por los fascículos del ligamento poplíteo, arqueado y el ligamento de Winslow o expansión del tendón del semimembranoso. A este nivel la cápsula es muy gruesa y está adherida lateralmente a las inserciones de los gemelos y al ligamento cruzado posterior en su parte central.

En el plano anterior existen un conjunto de formaciones fibrosas clínicamente reconocidas como aparato extensor de la rodilla, y que está formado sustancialmente por el tendón cuadricipital, las expansiones perirotulianas correspondientes a los vastos y el tendón rotuliano que fija la rótula a la tibia, ya citadas anteriormente.

Existen otras formaciones de menor importancia como el ligamento meniscorotuliano de Pouzat.

Además de los vastos, envían expansiones, el sartorio en el lado interno (plano yuxtarotuliano interno), y la fascia lata a través del tracto iliotibial de Maissiat en el externo (plano yuxtarotuliano externo), formando en su conjunto lo que en cirugía se denomina aletas quirúrgicas (2).

Al entrecruzarse en la línea media constituyen una especie de cincha para la rótula, que de esta forma queda estabilizada permitiendo cumplir su importante función, que más adelante analizaremos.

E. MUSCULATURA DE LA RODILLA

Siguiendo a Naves (3), la descripción anatómica de los músculos de la rodilla, es muy clásica, si bien el conocimiento de su función es posterior, habiéndonos de remitir a Duchenne, cuya obra puede considerarse actual. Mas recientemente Fick y O. Fischer han completado el estudio de este tema.

Músculos extensores.- El cuádriceps puede considerarse como el único músculo extensor y de máxima potencia. Según Orts Llorca, estimando en 100 la fuerza del cuádriceps, la de los flexores sólo equivaldría a 32.

De sus cuatro fascículos, crural, vastos externo e interno y recto anterior, sólo el primero es biarticular, realizando su inserción en la tuberosidad tibial a través del tendón rotuliano.

El tensor de la fascia lata es un músculo biarticular con escasa masa contractil. Se origina en la espina iliaca anterosuperior y termina en una expansión aponeurótica (tracto iliotibial de Maissiat) que se inserta en la tuberosidad tibial. Según Bastos "es un músculo neutral que tanto ayuda al movimiento de extensión como al de flexión". Esta duplicidad de acción está en función de la posición de la cadera.

Flexores.- El sartorio de origen posterior cruza el muslo y se inserta en la cara interna de la tibia. A pesar de ello posee una acción claramente flexora sobre la rodilla.

Los músculos semimembranoso y semitendinoso se extienden desde la tuberosidad isquiática a la cara posterior del mazo tibial. Son por tanto biarticulares y además de flexores actúan sobre la rotación interna.

El biceps posee dos fascículos de inervación independiente. La porción larga inervada por el ciático poplíteo interno es biarticular (3). La porción corta recibe una rama del nervio ciático poplíteo externo. Ambos fascículos se insertan en la apófisis estiloides del peroné. Es por ello un músculo flexor y rotador externo.

Los gemelos, originados en la cara posterior y superior de los cóndilos femorales, se insertan en la tuberosidad poste

rior del calcáneo mediante el tendón de Aquiles. Su función principal es la flexión plantar del pie, si bien cuando el talón está fijo son flexores de la rodilla.

El músculo poplíteo, desde la cara posterior del cóndilo femoral externo atraviesa un ojal en la cápsula posterior y contactando con el menisco externo, se extiende en abanico por la cara posterior de la tibia. A su función flexora se asocia un componente rotador interno (ver más adelante rotación automática de la rodilla).

Por último cabe mencionar al recto interno, que por su inserción en la pata de ganso, coadyuva en la flexión.

VASCULARIZACION DE LA RODILLA.

El sistema arterial que irriga la rodilla, está constituido por la arteria poplíteica que es continuación de la femoral. La arteria poplíteica ocupa el eje del rombo poplíteo y da origen a cinco ramas, cuatro laterales y una media.

Las dos ramas laterales superiores irrigan ambos cóndilos femorales, mientras que las inferiores rodean ambas tuberosidades tibiales. La arteria articular media penetra en el espacio intercondíleo por su parte posterior, vascularizando la porción capsular correspondiente, los ligamentos cruzados y parte de la superficie articular media de los cóndilos femorales.

Las cuatro ramas laterales rodean la articulación y se anastomosan en su cara interior recibiendo otras ramas procedentes de la anastomótica mayor y de la recurrente tibial anterior, que al ser su origen superior forman la red perirotuliana.

na que puede ser capaz de suplir la ligadura de la arteria poplítea (3).

El sistema venoso lo forma la vena poplítea que varía su relación con la arteria según asciende, pasando de la posición interna a la externa que ocupa al salir del espacio poplíteo. Se forma de la unión de las venas tibiales anterior y posterior, recibiendo a nivel de la rodilla ramas colaterales y una importante rama de la safena externa.

Integra además el sistema venoso la safena interna que rodea superficial y posteriormente al cóndilo interno.

INERVACION.

Distinguimos como hacen Naves y Rubies (3), entre inervación superficial y articular. Esquemáticamente tenemos:

Inervación superficial: La componen ramas procedentes del nervio safeno y de los cutáneos externo e interno, ramas del nervio crural.

La superficie posterior está inervada directamente por ramas procedentes del nervio ciático.

Inervación articular: Más profundamente, la articulación en su parte anterior está inervada por los nervios del vasto interno y externo que son ramas del crural.

El resto de la articulación la inervan totalmente ramas del ciático poplíteo externo e interno, según sea su situación topográfica.

Por último, en su cara posterior recibe una rama procedente del nervio obturador.

BIBLIOGRAFIA

1. ORTS LLORCA, F.: "Anatomia humana". Edit. Cient. Med., 348. Madrid, 1944.
2. PEREZ CASAS, A.: "Anatomia funcional del aparato locomotor y de la inervación periférica". Edit. Bailly-Bailliere, 326. Madrid, 1965.
3. NAVES, J., RUBIES, P.: "La Rodilla". Edit. Cient. Med., 15, Madrid-Barcelona, 1959.

1-1

NOCIONES DE FISIOLOGIA ARTICULAR EN BASE A LA CONCEPCION
DE ARTROPLASTIAS DE RODILLA.

La primera misión de la artroplastia es la de restituir la función de la rodilla. Pero ésto no es realizable si la estabilidad y adaptación no se hacen posibles. Cada tipo de artroplastia trata de hacer compatibles ambas funciones.

Las prótesis de recubrimiento de las caras articulares permiten una mejor estabilidad en extensión por la corrección de los ejes anatómicos de tibia y fémur. Pero en flexión, si bien mantienen la función de adaptación pueden no garantizar la estabilidad en apoyo monopodal.

Las artroplastias articulares consiguen la estabilidad pasiva de la articulación, el gran problema estriba en conservar el ensamblaje de movimientos de la rodilla en flexión al tener que suprimir el segundo e importante grado de libertad que es la rotación axial. La fisiología de la rodilla resulta extraordinariamente compleja, y difícil tiene que resultar el intento de sustitución. Los problemas que ello entraña sólo pueden ser comprensibles si conocemos previamente los fenómenos básicos en que se sustenta la fisiología de esta articulación.

A. GRADOS DE LIBERTAD DE LA RODILLA.

1).- La flexo-extensión es la principal función de la rodilla. Este movimiento tiene lugar alrededor de un eje transversal bicondíleo que pasa por las inserciones femorales de ambos ligamentos laterales. El arco articular activo es de 135° , susceptibles de alcanzar los 160° si contribuimos pasivamente. El eje de flexión de la rodilla no es estrictamente horizontal sino que está en un plano ligeramente oblicuo que entraña una corrección del valgo fisiológico en el curso de la flexión. Si efectuamos un corte sagital vemos que el eje de giro no es fijo sino que describe una espiral adosada a otra espiral. El ra-

dio máximo de esta curvatura separa las superficies femoropatelar y femorotibial y su longitud ha sido calculada por Weber y Bugnion (Fig. 1).

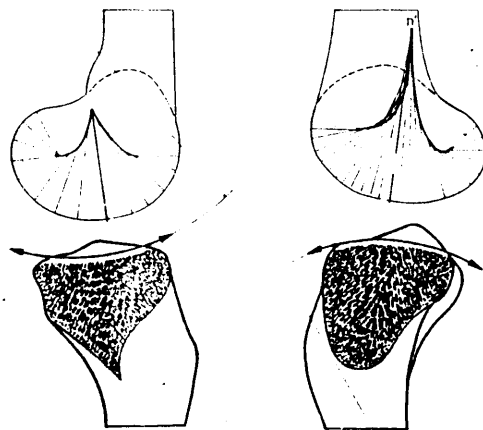


Figura 1.- Sección de los cóndilos y mesetas tibiales internos y externos. Variaciones del radio de curvatura (Kapandji).

2).- El segundo movimiento, de rotación, acontece alrededor del eje longitudinal de la pierna (Fig. 2) y sólo es posible cuando la rodilla se halla en flexión. Es una especie de pronosupinación que alcanza su máximo recorrido en flexión de 90° , posición en que los ligamentos están más relajados. La rotación interna es de 10° a 30° , mientras que la externa llega a los 40° . (Otros autores dan 26 y 30 grados).

3).- Existe además otro tipo de rotación llamada automática que tiene lugar simultáneamente con la flexoextensión. Se trata de un movimiento totalmente involuntario que acontece al final de la extensión y principio de la flexión ("Anfangsrotation" y "Schlussrotation" de los autores alemanes).

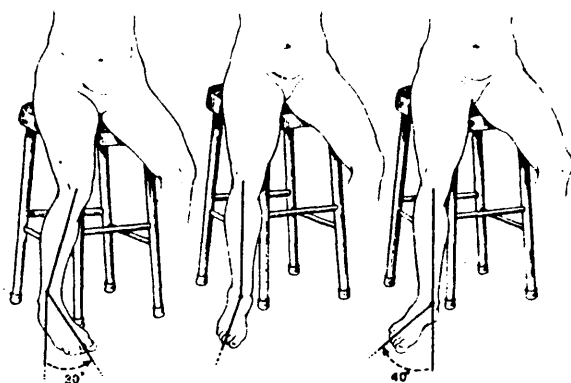
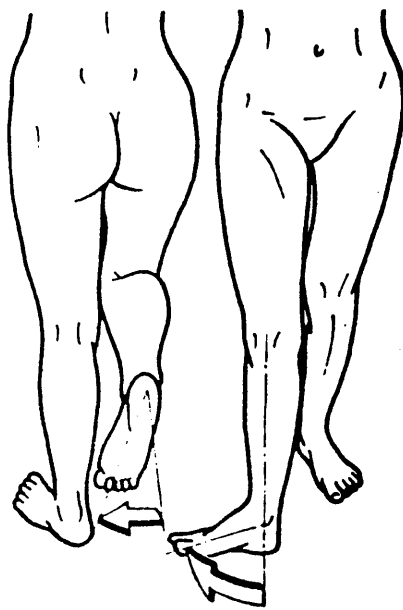


Figura 2.- Segundo movimiento de rotación con la rodilla flexionada.

Está condicionada a la mayor longitud del cóndilo externo que por tener una superficie más larga rueda más que el interno. En esta rotación automática, demostrada por Poud, la flexión se acompaña de una rotación interna de 20° . Correlativamente al finalizar la extensión tiene lugar una rotación externa de la misma longitud. En expresión de Pérez Casas (1) este movimiento "confiere gracia y armonía a la marcha del individuo". (Fig. 3).

En este acontecimiento, Kapandji (2) considera además de la morfología de los cóndilos otros factores como la forma de la glenoides y la orientación de los ligamentos laterales.

Sobre los principales movimientos de la rodilla, la flexoextensión y la rotación axial, conviene hacer aún algunas consideraciones prácticas que rigen en la concepción de las artroplastias de rodilla.



18

Figura 3.- Expresión de la rotación automática al final de la extensión y principio de la flexión.

Esta articulación, intermedia del miembro inferior, debe absorber de una parte las sollicitaciones derivadas de la adaptación del pie al suelo. Por otra parte aquellas que le son transmitidas de la cadera para equilibrar la energía cinética del cuerpo en movimiento. Estas son las dos funciones que deben dominar el estudio de la fisiología de rodilla como resaltan Bousquet y Dejour (3) cuyos conceptos reproducimos.

Si bien aparentemente la flexoextensión (FE) acontece en un solo plano, esto es, como si de una charnela se tratara, tal como se puede pensar al ver caminar a un individuo por un terreno regular, las cosas en la realidad suceden de muy diverso modo. La FE siempre se combina con un movimiento de rotación axial, (RA). De otra parte, el eje de giro no se ajusta a un simple movimiento helicoidal, sino a un juego más complejo dado que los ejes anatómicos de fémur y tibia no se corresponden en el plano frontal en la extensión sino que forman un ángulo abierto hacia afuera. Es el valgo fisiológico. Este ángulo

lo de 8° aproximadamente en la extensión máxima disminuye en el curso de la flexión, desapareciendo cuando se alcanzan los 90°.

Esta corrección del valgo fisiológico, da lugar a que el eje de giro no sea estrictamente horizontal sino ligeramente oblicuo de delante atrás y de fuera adentro. Por otro lado y en virtud de la forma de los cóndilos femorales el eje no es fijo y retrocede a medida que avanza la flexión, como hemos visto anteriormente y ha sido particularmente demostrado por Frankel y Burstein (3). No existe, por tanto, una FE de la rodilla en un solo plano sino un movimiento complejo que combina los dos grados de libertad y se ajusta a la morfología de los cóndilos y mesetas tibiales y al ángulo formado por los ejes anatómicos de tibia y fémur.

La rotación interna que es máxima en los 90° de flexión, consigue el alineamiento del sistema extensor, marcado por la tuberosidad tibial, el centro de la rótula y el eje del fémur. Es el momento en que los ejes anatómicos de fémur y tibia se encuentran en el plano frontal. (Fig. 4). Esta es la posición



Figura 4.- Posición 0 y ángulo formado por el aparato extensor en función de la rotación.

"0", a partir de la cual se efectúa la rotación libre de la rodilla. Además y puesto que la tibia no es cilíndrica ni rectilínea, el eje de rotación no coincide con el eje anatómico del hueso y es preciso que se modifique la inclinación de la tibia. De esta manera, la rotación externa (RE) se acompaña de una inclinación en varo de la tibia y la rotación interna (RI) es seguida de una inclinación en valgo. Estos movimientos, descritos por Bousquet y Dejour (3), permiten la adaptación de la rodilla a los efectos que le son demandados y se hacen más patentes en la marcha por un terreno irregular, al subir y bajar escaleras y en ciertas actitudes como la acción de agacharse.

En apoyo monopodal, sólo dos posiciones extremas son compatibles con el equilibrio del cuerpo: la flexión-rot.externa-valgo (Fig. 5) y la flexión-rot.interna-varo de la tibia.

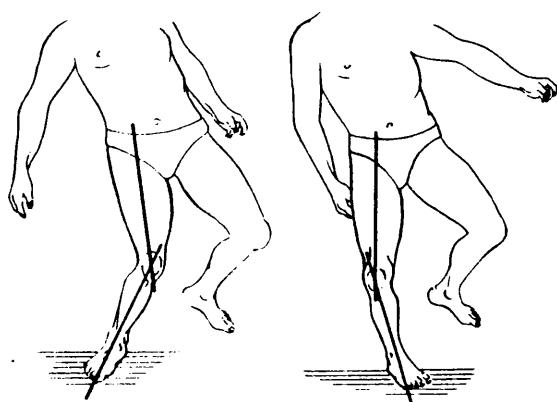


Figura 5.- Repercusión del eje de la pierna en el movimiento de rotación.

En la primera posición la RE limita el valgo, de la misma manera que el valgo limitará la amplitud de la RE. Es decir que se crea un sistema de equilibrio, aplicable igualmente a la segunda posición de flexión-rot.int-varo.

Todo movimiento de rotación de la pelvis, entraña para mantener el centro de gravedad, un movimiento inverso del fémur. Este movimiento en apoyo monopodal y en flexión no es una rotación pura, sino que se compone de una rotación asociada a una abducción o a una adducción en donde pasivamente la tibia se obliga a compensar los movimientos del fémur.

Este estudio de la cinemática de rodilla y en cuya descripción seguimos parcialmente a Bousquet, demuestra el complejo ensamblaje de los diferentes giros y grados de libertad que acontecen en la rodilla y que de ningún modo son independientes.

B. MECANISMO DEL MOVIMIENTO EN LA FE

En el plano frontal la curvatura convexa de los cóndilos se corresponde con la cóncava de los glenoides. En un corte sagital de las mesetas tibiales podemos ver que el perfil es cóncavo en la glenoide interna, en tanto que lo es convexo en la glenoide externa (Fig. 1) o sea que mientras la glenoide interna resulta cóncava en los dos sentidos, la externa es cóncava en sentido frontal y convexa en el sagital. Esta disposición anatómica unida a los diferentes radios de curvatura que hemos visto existen para los cóndilos, condicionan una discordancia que incide en la peculiaridad del movimiento. Teniendo en cuenta que el desarrollo de las superficies articulares de los cóndilos es superior al de las glenoides, contrariamente a lo que pueda parecer en la FE no interviene solamente un movimiento rodado. De ser así los cóndilos se luxarían sobre las glenoides. En realidad los cóndilos ruedan al tiempo que se deslizan. Esto no ocurre en la misma proporción durante toda la fase de rodado, sino que partiendo de la extensión, primero, ruedan solamente, después el deslizamiento se hace más predominante, para terminar por resbalar únicamente, según los experi

mentos de Strasser que aportan alguna novedad a los anteriores de los hermanos Weber (2).

Sabemos además que el cóndilo externo continúa en rodadura cuando ha terminado el interno al final de la extensión, condicionando la rotación automática que cierra y bloquea la rodilla.

C. FUNCION ESTABILIZADORA DE LOS DIFERENTES ELEMENTOS.

a. Rótula.

La cápsula articular forma alrededor de la rótula tres fondos de saco, por arriba el fondo de saco subcuadricipital y a ambos lados los fondos de saco laterorotulianos. Merced a la elasticidad de los mismos son desplazables con los movimientos patelares. Cuando un proceso inflamatorio suelda las paredes de los fondos de saco, éstos pierden su elasticidad, y la rótula queda adherida al fémur. Sobreviene entonces la rigidez de la rodilla.

El aparato extensor de la rodilla lo forman cuádriceps, rótula y tendón rotuliano. La rótula es el vértice de un ángulo abierto hacia afuera. Teóricamente por tanto, al no ser la tracción longitudinal, la rótula debería luxarse externamente. Pero esto es imposible porque el cóndilo externo es más prominente hacia adelante y evita la luxación.

El desplazamiento de la rótula es diferente respecto al fémur y a la tibia. Durante la flexión, sufre una traslación vertical a lo largo de la garganta de la tróclea equivalente al doble de su longitud. Tomando como centro de su desplazamiento el fémur, efectúa una traslación circunferencial.

Con respecto a la tibia, en la FE, la rótula se desplaza siguiendo un arco cuyo radio es el tendón rotuliano (Kapandji).

La rótula, dentro del aparato extensor juega un importan te papel en el control de la estabilización tanto de la FE como de la RE.

El sistema tendón rotuliano- rótula- cuádriceps, determina a nivel de la polea de reflexión trocleana un ángulo que llamaremos "S" (Fig. 6). Dado que como ya hemos dicho la rótula describe un arco cuyo radio es el tendón rotuliano, en la flexión se desplaza hacia atrás y alcanza la plomada con respecto a la tuberosidad tibial a los 60° de flexión. Pero en es te punto de 60°, el ángulo "S" es ligeramente superior al grado de flexión. (Bousquet y Dejour). El cuádriceps guarda un control activo de la flexión de los primeros grados, lo que no ocurrirá si el ángulo "S" fuese equivalente al de flexión. Por ello en la patelectomía se igualan ambos ángulos, disminuyéndo se entonces la estabilidad de la rodilla además de su potencia lidad como veremos más adelante.

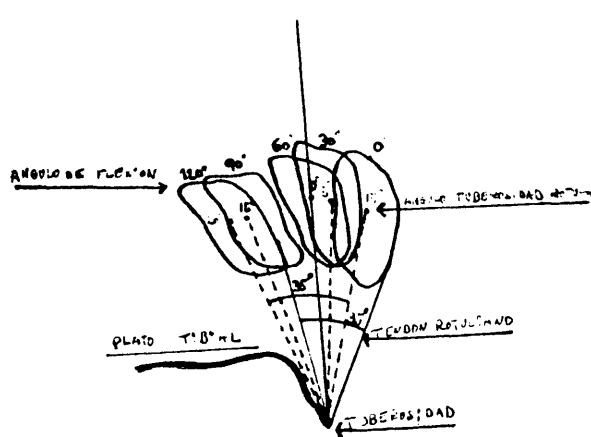


Figura 6.- Ángulo "S". (Ver texto).

A partir de los 60° el ángulo "S" disminuye más deprisa que el grado de flexión. Cuando se alcanzan los 120° el tendón rotuliano toma contacto con la superficie preespinal y el ángulo "S" permanecerá prácticamente constante. El sistema extensor y la rótula participan igualmente en el control de la rotación externa.

Dada la situación externa de la tuberosidad tibial, el aparato extensor forma, como se ha dicho anteriormente, un ángulo abierto hacia afuera con vértice en la rótula (Fig. 7).

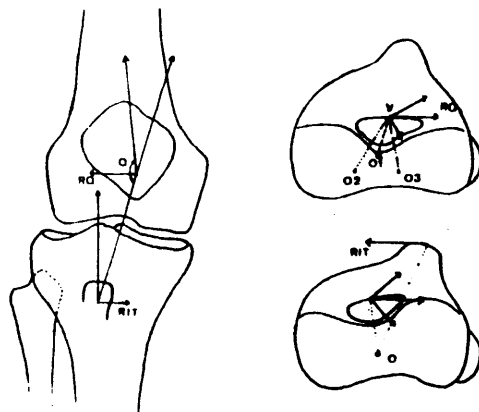


Figura 7.- Ángulo "Q". (Tomado de Bousquet).

Este ángulo hace aparecer dos fuerzas de acción rotatoria. La una "FR", es activa a nivel de los cóndilos femorales; la otra "RIT", actúa a nivel de la tuberosidad tibial y tiende a oponerse a la RE de la tibia. Ambas fuerzas tienden a realinear el sistema extensor, es decir, a determinar una RI de la tibia. En la flexión de rodilla al producirse la rotación automática este sistema tenderá a desaparecer (Bousquet y Dejour).

Otro factor juega en el mismo sentido: el desplazamiento de la rótula hacia adentro motivado por la orientación anatómica de la garganta femoral. Se puede admitir que a partir de los 90°, el ángulo "Q" desaparece en flexión y rotación indiferente y que a partir de aquí el cuádriceps no juega ya papel alguno en el control de la RE libre. En RI completa el sistema está alineado y el ángulo "Q" es nulo. En una rodilla normal no se produce jamás la inversión de este ángulo.

La rótula por tanto, juega un papel primordial en el control de la flexión y de la rotación de la rodilla y no se deberá prescindir de ella en el diseño de las artroprótesis.

b. Función estabilizadora de los ligamentos.

Resulta imprescindible para comprender el problema de diseño en las artroplastias de rodilla conocer la misión que desempeñan los ligamentos en la función estabilizadora.

La rodilla es una articulación de carga, superficial, donde el aparato muscular no tiene el papel preponderante de recubrimiento y estabilización de otras articulaciones, como por ejemplo, la cadera.

1).- Ligamentos laterales.

Refuerzan la cápsula articular por sus caras laterales y aseguran la estabilidad en el plano frontal. El ligamento lateral interno ofrece una dirección oblicua hacia abajo y adelante. El ligamento lateral externo se dirige hacia abajo y atrás, cruzándose en el espacio con el ligamento interno. Los ligamentos laterales se tensan en la extensión y distienden en la flexión. Esto ocurre porque en flexión sus extremos se aproximan, además, al alcanzar la extensión el cóndilo interno actúa a modo de cuña aumentando la tensión.

La rodilla se vé solicitada por impulsos de todo tipo. Cuando tales impulsos tienen lugar en el plano frontal son neutralizados por los ligamentos laterales. Solamente en impulsos de gran violencia que obligan a la claudicación de los ligamentos, este equilibrio se altera. Se produce entonces el "boste-zo" articular que cuando es interno aumenta el valgo fisiológico por el esquinco del ligamento interno. Por el contrario cuando es el ligamento externo el distendido se produce el bostezo externo o apertura patológica de la interlínea articular de este lado.

El papel de los ligamentos laterales en el plano frontal es de tal responsabilidad, que su situación funcional determina, como más adelante veremos repetidamente, la indicación de uno u otro tipo de artroplastia. De aquí que su función es muy considerada y tenida en cuenta por los diseñadores de prótesis. No obstante, los ligamentos laterales no están solos en la función estabilizadora de la rodilla en el plano transversal. Cuando aumentan las sollicitaciones, tal como acontece en actividades deportivas, se ven auxiliados por determinados músculos que, como dice Kapandji (2) se convierten en ligamentos activos.

El ligamento lateral interno es ayudado por los músculos de la pata de ganso, sartorio, semitendinoso y recto interno.

El ligamento lateral externo recibe la potente ayuda de la cintilla de Maissiat, que como sabemos es una extensión del tensor de la fascia lata.

Además de en el plano frontal, los ligamentos laterales contribuyen a la estabilización y control de la RE. Esta función se deriva del hecho de que por su oblicuidad los ligamentos laterales se hacen más verticales en RI, movimiento que los distiende. En cambio la RE, acentúa su oblicuidad, tensándolos

por tanto. Es por ello que los ligamentos laterales evitan la RE de la rodilla en extensión.

2).- Ligamentos cruzados.

Los ligamentos cruzados están alojados en el mismo centro de la rodilla. Como ya hemos dicho en el capítulo de Anatomía Morfológica, estos ligamentos se cruzan en los dos planos principales frontal y sagital. Por tanto la razón de llamarse cruzados les llega por partida doble.

La función de los ligamentos cruzados resulta esencial, aseguran la estabilidad anteroposterior de la rodilla y permiten los movimientos de rodado y deslizamiento mientras mantienen en contacto las superficies articulares. (Kapandji). El grado de tensión de los ligamentos cruzados es motivo de controversias. Así por ejemplo, mientras que Roud sostiene que su tensión es uniforme, Strasser, afirma que es variable. Nosotros nos inclinamos por la primera suposición, pues como dice Kapandji, de su longitud fija dá muestra el hecho de no existir signo de cajón en una rodilla normal.

En la fase de rodado el ligamento anterior al llegar a la flexión se abate, al tiempo que el posterior se hace más vertical. Cualquier fuerza que en esta posición incida sobre la rodilla se verá neutralizada por el ligamento cruzado correspondiente, que solamente cederá ante un impacto de gran violencia, apareciendo entonces lo que en clínica expresamos como signo del cajón. Este será anterior o posterior en razón del ligamento que claudique y a tenor de la dirección del traumatismo. (4).

Paralelamente a la fase de rodado tiene lugar la de deslizamiento, posible gracias a que el ligamento por ser inextensible obliga al cóndilo a resbalar.

El papel estabilizador de estos ligamentos no se limita al plano sagital, afecta también a la rotación axial.

Los movimientos de rotación solo son posibles, como sabemos, cuando la rodilla se halla en flexión. En esta posición las espinas tibiales encajan en el espacio intercondíleo desapareciendo el tope mecánico que se crea con la rodilla en extensión, posición en que además los ligamentos laterales y cruzados impiden la rotación.

Dada la dirección de los ligamentos cruzados, éstos se distienden en la rotación externa de la pierna haciéndose paralelos.

En cambio en la rotación interna aumenta el cruzamiento, llegando incluso a enrollarse entre sí y quedar tensados de esta manera (Fig. 8). Por tanto estos ligamentos imposibilitan la rotación interna con la rodilla en extensión.

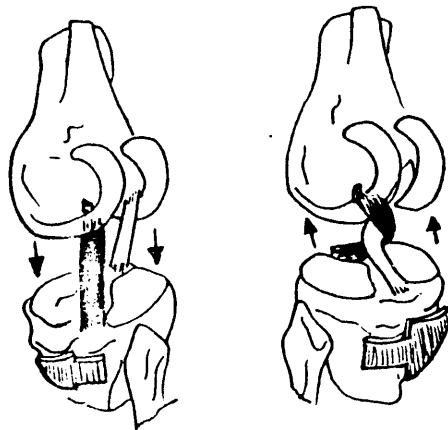


Figura 8.- Dirección de los ligamentos cruzados entre sí con respecto a la rotación.

Resulta evidente por tanto, la misión que en la estabilización y control de los movimientos de la rodilla juegan de una manera fundamental, los ligamentos laterales y cruzados. Desde el punto de vista fisiológico es esta una cuestión básica y sobre la que repetidamente nos veremos obligados a insistir en el desarrollo de esta tesis.

c. Estabilidad activa de la rodilla.

Desde que una rodilla está en apoyo monopodal y en flexión, la estabilidad necesita de la acción de diferentes músculos que han de mantener de una parte el grado de flexión, y de otra el grado de rotación.

Estos músculos se agrupan en tres sistemas:

1).- Sistema cuadricipital, que controla la flexión y la rotación externa. Su actuación creemos ha quedado suficientemente clara en la descripción del papel estabilizadores de la rótula, por lo que no insistiremos en esta cuestión.

2).- Sistema interno de los músculos de la pata de ganso, que controlan el valgo y la rotación externa.

3).- Sistema externo o bicipital, controlando el varo y la rotación interna.

Estos grupos musculares, con sus características y acción, han sido comentados en el capítulo de Anatomía Morfológica. Poco cabe añadir en este sentido y sí únicamente recordar su protagonismo en la movilidad activa de la rodilla, requisito indispensable para el juego y resultado de la artroplastia.

BIBLIOGRAFIA.

1. PEREZ CASAS, A.: "Anatomía funcional del aparato locomotor y de la inervación periférica". Edit. Bailly-Bailliere, 339, Madrid, 1965.
2. KAPANDJI, J.A.: "Cuadernos de fisiología articular", nº 2, 73, Edit. Toray-Masson, Barcelona, 1974.
3. BOUSQUET, G., DEJOUR, H.: "Notions d'anatomie et de physiologie pour la conception et la réalisation des arthroplasties du genou". Act. Orthop. Belg., 39, 40, 1973.
4. ORDONEZ, J.M.: "Biomecánica y prótesis articulares de rodilla". V Sem. de Cine Cient. Med. Motril. Enero 1975.

EXPLORACION, RADIOLOGIA Y METODOS AUXILIARES DE DIAGNOSTICO.

A. EXPLORACION DE LA RODILLA.

En términos generales la exploración de la rodilla se ajusta a los tiempos fundamentales de interrogatorio, inspección, palpación y percepción. No deseamos entrar en detalle de cada uno de estos apartados que con rigor se hallan expuestos en cualquier tratado de semiología. La exploración articular lógicamente no puede olvidar detalle alguno que suponga un dato en favor del mejor conocimiento de la patología con vistas al diagnóstico y terapéutica posterior. Es importante en el interrogatorio conocer en profundidad la evolución, presentación de derrames, respuesta a eventuales terapias anteriores, etc. Pero queremos resaltar que dentro del patrón común que preside la exploración articular de la rodilla, en el tema fundamental de artroprótesis que tratamos en esta obra, existen signos y síntomas que adquieren particular relevancia. Recordamos que la patología tributaria de artroplastia de rodilla no suele ofrecer problemas diagnósticos. El objeto primero estriba en realizar una perfecta valoración del estado articular en base a sentar una indicación terapéutica, cuya efectividad estará en razón directa de la corrección y exactitud con que interpretamos el cuadro clínico.

De otra parte es necesaria la constatación de datos que faciliten estudios comparativos y permitan la valoración de resultados a efectos estadísticos y de conclusiones.

Por todo ello es conveniente la adopción de un test habitual de exploración cuyos criterios de valoración constituyen requisito imprescindible dentro de la interpretación general de datos.

Nosotros, este cuestionario lo dividimos en tres partes, grado de dolor, estado de la función y exploración física.

1).- Dolor. La graduación del mismo, su constancia o forma de presentación, la relación con determinadas activida-

des o su respuesta a la terapia analgésica, son datos fundamentales.

2).- Función. La rodilla es una articulación de carga, eslabón entre la cadera y tobillo y su función, además de menoscabarse con facilidad, afecta secundariamente a las articulaciones supra y subyacentes cuyo estado también es necesario conocer. Para entender el grado de afectación en la función articular es útil el conocimiento de la forma en que se efectúan algunas acciones cotidianas como subir escaleras, levantarse de una silla, etc. Asimismo necesitamos saber el tipo de ayudas y el grado de las mismas, que puede llegar a precisar el paciente para la realización de estos actos.

3).- Exploración física. Aquí se constatan todos los datos concernientes a la movilidad, deformidad, estabilidad, presencia de derrames y cuantos signos y síntomas físicos nos facilite la exploración directa de la rodilla. Para ello utilizamos parámetros habituales como grados, centímetros, etc., que reflejen de una forma puramente objetiva el estado de la articulación.

Cada uno de estos criterios obtiene una puntuación en base a su repercusión o importancia. Estos grupos son parciales deducibles del total de una escala que suma 100 puntos, que corresponderían teóricamente a una rodilla normal. (Tabla 1).

Este proceder resulta imprescindible para el estudio comparativo y estadístico cuya efectividad y rigor quedarían disminuidos sin el concurso de las cifras.

De una forma práctica la interpretación de este índice exploratorio habremos de referirla en el capítulo dedicado a casuística personal.

Anteriormente hemos subrayado la importancia que posee la situación de las articulaciones colindantes a la rodilla. Por último se hace necesario la valoración de los elementos activos musculares, y de forma muy especial, la capacidad del aparato extensor quedará reflejada con detalle en nuestro protocolo de exploración.

INDICE DE RODILLA	
DOLOR	PUNTOS
Sin dolor en reposo	9
Sin dolor al caminar	27
Subtotal	36
FUNCIONALISMO	
Capaz de caminar sin restricciones	10
No utiliza muleta ni bastón	18
Se incorpora de una silla	6
Subtotal	34
EXAMEN FISICO	
Extensión completa	9
Flexión hasta 90°	9
Estabilidad exter/inter. normal	5
Alineamiento perfecto	7
Subtotal	30
TOTAL	100

La rodilla normal sumaría 100 puntos.

A cada subtotal hay que deducirle la puntuación que corresponde al déficit.

Se considera "excelente" el resultado que sume 90. "Bueno" por encima de 80. "Satisfactorio" será el resultado que arroje una puntuación de 70. Por debajo de esta cota se conceptúa "malo".

Tabla 1.- Esquema de valoración.

B. RADIOLOGIA DE LA RODILLA.

La radiología como técnica aplicada es un excelente medio auxiliar de exploración, que nos muestra el contorno así como la estructura ósea. En cambio a través de una radiografía simple nada podemos saber acerca del cartílago. Las radiografías revelan el hueso, pero no una parte importante de la patología de la articulación como el cartílago articular, de cuyo estado únicamente nos pueden orientar la presencia de algunos signos indirectos como la calcificación de la lámina subcondral, la presencia de osteofitos marginales, el pinzamiento articular, etc.

La exploración radiológica habitual de la rodilla se efectúa en tres proyecciones: a) anteroposterior, con la rodilla en extensión y la placa posterior, centrado el tubo sobre la interlínea articular; b) lateral, con la rodilla semiflexionada y la placa en su cara externa; y, c) oblicuas, externa e interna (Fig. 9).

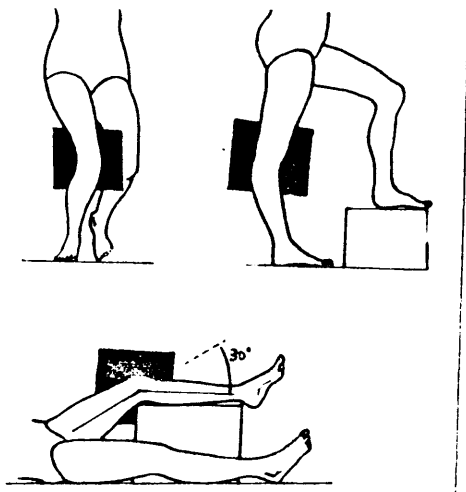


Figura 9.- Proyección "en carga" para conocer el estado biomecánico de la articulación. En la proyección lateral la rodilla debe permanecer en 30° de flexión.

A través de estas proyecciones "standard" se podrán visualizar las partes óseas y sus anomalías, mientras únicamente se verá el contorno de las estructuras intraarticulares por ser radiotransparentes. Las calcificaciones meniscales (condrocalcinosis), ligamentosas (Pellegrini-Stieda) o bursátiles (condromatosis), también pueden ser puestas en evidencia al ser radiopacas (1).

Para la exploración radiológica de algunas zonas excluidas en las radiografías "standard" nos hemos de valer de ciertas proyecciones especiales.

La proyección anteroposterior con la rodilla semiflexionada con el tubo dirigido a la interlínea nos permite ver con mayor claridad las eminencias intercondíleas.

La proyección axial con sus dos posibilidades, proyección "tangencial" y "cenital" es necesaria para la patología sospechosa de la articulación femororotuliana y proporciona información que no es revelada en las otras proyecciones (Fig.10).

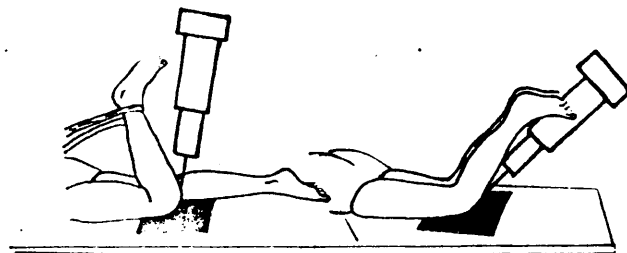


Figura 10.- Proyecciones axiales para conocer el estado de la articulación femororotuliana.

Con ella se consigue ver el perfil de la cara articular rotuliana (condropatías, fracturas marginales) y sus relaciones con la tróclea femoral al mostrar los relieves de ambos cóndilos.

Ultimamente insistimos mucho en la utilidad de las radiografías funcionales. Se llaman así aquellas que se practican en carga o bien intentando borrar el bostezo articular para evidenciar la capacidad de los ligamentos. Por las radiografías realizadas en carga apreciamos los ejes del miembro y su incidencia en la biomecánica de la rodilla (Fig. 9). Esta técnica es muy empleada en la gonartrosis. (2).

La tomografía nos muestra la impresión radiográfica de diferentes planos, aportando datos más precisos sobre la morfología, magnitud y características de las lesiones.

La artrografía es un medio de investigación aplicable al diagnóstico de las lesiones intraarticulares, en patología meniscal y especialmente en los desgarros longitudinales del menisco interno. Asimismo en lesiones simultáneas de ambos meniscos, en los síndromes cruzados, siendo igualmente útil para la exploración del cartilago.

La artrografía que ya se practicó en 1905 utilizando la inyección intraarticular con aire, ha sido utilizada y descrita por diferentes autores como Palmer (1938), Bircher (1934) y Lindblom (1948), destacando la importancia de la monografía de Ficat en 1957 (3), que constituye una importante contribución y difusión a este método.

Puede utilizarse como medio de contraste el aire o bien algún líquido radioopaco de los que existen gran diversidad en el mercado. No obstante, se utiliza más frecuentemente la mezcla de ambos, constituyendo la técnica artrográfica de doble contraste. Este método que combina las imágenes de la artrogra

fía gaseosa con contraste positivo. Proporciona una delgada capa de contraste positivo sobre los componentes internos de la articulación, dibujando en particular las superficies articulares y los meniscos.

La artrografía puede ser de difícil interpretación y solamente la experiencia de su uso condicionará la utilidad del método.

Por último, cabe señalar la serografía como técnica más reciente. Este procedimiento nos muestra la estructura ósea y los contornos óseos con una mayor nitidez y es especialmente valioso en la investigación de imágenes tumorales o lesiones traumáticas, que por su escasa magnitud, son difíciles de visualizar en las radiografías normales.

C. MÉTODOS AUXILIARES DE DIAGNOSTICO.

a. Punción articular.

Posee una doble función diagnóstica y terapéutica. Los datos que podemos obtener en cuanto a su aspecto son: hemartrosis, hídrtartrosis o piartrosis. También nos orientará la cantidad de líquido. Por último la presencia de células sinoviales, hemáticas, etc. será identificada en el estudio citológico. Asimismo se investigará la presencia de gérmenes, pudiendo complementar el estudio mediante algunas reacciones específicas.

Desde un punto de vista terapéutico podemos servirnos de la punción articular para la introducción de medicaciones de acción local.

b. Biopsia articular.

Se indica con fines diagnósticos en sinovitis inespecíficas, sospecha de tuberculosis, etc. Pero su práctica sólo debe tener lugar cuando se hayan agotado otros procedimientos terapéuticos.

La indicación principal de la biopsia está dirigida ante la sospecha de tumores para su confirmación y diagnóstico.

c. Artroscopia.

Consiste en la visualización directa de las estructuras articulares mediante el uso del artroscopio, instrumento cuyo origen se remonta a 1918. Takagi hizo la primera adaptación y este mismo autor en 1937 rediseñó su primera creación reduciendo su tamaño. Diversos modelos han surgido con posterioridad. (4).

Esencialmente las indicaciones fundamentales de la artroscopia se refieren a (2):

- 1) Diagnóstico visual de lesiones internas en relación con meniscos, cuerpos libres, cartílago y sinovial.
- 2) Biopsia sinovial de las partes visualmente seleccionadas.
- 3) Valoración de la intensidad de los hallazgos en base a medidas posteriores.
- 4) Extirpación de pequeños cuerpos libres o tumores.
- 5) Valoración ulterior de resultados de las operaciones practicadas.

6) Contribución a la investigación especialmente en reumatología y aportación de datos fotográficos, etc. de gran valor didáctico.

d. Ganmagraffa.

La aplicación de los isótopos en traumatología y ortopedia es relativamente reciente. Su utilidad es obvia, si bien la indicación de este método auxiliar de exploración resulta limitada.

Ultimamente se insiste en el uso del tecnecio 99 ó estroncio 87 (5) en la detección y diagnóstico precoz de movilizaciones e infecciones protésicas. Aunque su efectividad es discutida a ello habremos de referirnos en el capítulo de complicaciones.

e. Laboratorio.

Lógicamente las pruebas habituales de laboratorio constituyen norma de rutina en nuestro método de exploración. Son de interés aquellas pruebas específicas que nos aportan datos concretos, especialmente las utilizadas en reumatología.

Por último y por su incidencia especial en las prótesis, el concurso de algunas pruebas menos corrientes como el estudio de la hidroxiprolinuria (6), puede constituir una ayuda en el estudio de la evolución de las artroplastias.

BIBLIOGRAFIA.

1. NAVES, J., RUBIES, P.: "La rodilla". Edit. Cient. Med., 54, Madrid-Barcelona, 1959.
2. SMILLIE, J.S.: "Enfermedades de la articulación de la rodilla". Edit. Jims, 18, Barcelona, 1977.
3. FICAT, P.: "L'artrographie opaque du genou". Edit. Masson, Paris, 1957
4. MARQUES, J., BARCELO, P.: "La artroscopia". Lab. Fher, Barcelona, 1977.
5. FEITH, R., SLOOF, T.J.J.H., HAZEM, J. and VAN RENS Th.J.G.: "Strontium 87 m Sr bone scanning for the evaluation of total hip replacement". J. Bone. Joint Surg. 58 B, 79, 1976.
6. ORLOFF, S., RAO, V.H., VERBRUGGEN, L. et WAGNER, J.: "Etude de l'hidroxiprolina urinaire après arthroplasties cimentées". Act. Orthop. Belg., 40, 726, 1974.

12

HISTORIA DE LAS ARTROPLASTIAS DE RODILLA POR ENDOPROTESIS

La primera resección artroplástica se remonta al siglo pasado en que Verneuille propuso la interposición de membranas para provocar la pseudoartrosis.

La historia de la prótesis de rodilla está salpicada de tentativas. Muchos cirujanos e ingenieros han pasado horas amargas y experimentado fracasos y sinsabores en un denodado esfuerzo por salvar las múltiples dificultades que se oponen al reemplazamiento de la rodilla.

Los primeros intentos serios se dirigieron a la sustitución única de las superficies articulares del fémur o la tibia. Posteriormente el objetivo lo constituyó el reemplazamiento global de la articulación.

Para un mejor ordenamiento de este capítulo relatamos primero la historia de los implantes totales reproduciendo el orden descriptivo que realizan Wagner y Masse (1) en su trabajo, para llegar finalmente a la última etapa de las prótesis totales que hasta el momento han copado tres generaciones.

A. ARTROPLASTIA POR IMPLANTE FEMORAL.

En 1940 Campbell (2) crea un molde de recubrimiento condileo en vitalio. Aunque consigue buena adaptación del mismo el fallo surge como consecuencia de su débil fijación (Fig. 11).

Por esta época Smith-Petersen enardecido por su cúpula en cadera, desarrolla una parecida en rodilla, mediante un molde condiliano cuya movilidad constituyó el motivo de su fracaso.



Figura 11.- Artroplastia de Campbell.

En 1947 Delitala, en Bolonia, practica un intento aislado de sustitución del tercio inferior del fémur tras una resección tumoral, utilizando un implante de acero inoxidable. A pesar de conseguir fijarla mediante unas aletas, no se obtuvo éxito por causa de subluxación posterior sobre la tibia.

Parecida desgracia aconteció en un caso similar de Cabitza en 1950, donde una infección tardía dió lugar a la amputación.

A la vista de los problemas surgidos por defecto de fijación Smith-Petersen y Jones (3) modificaron el sistema de anclaje mediante la adición de un macho intramedular. Rectificaciones sucesivas cristalizan en la prótesis MGH (Massachusetts General Hospital) (Fig. 12).

Dos cabezas acrílicas de Yudet son utilizadas por Rocher en 1952 para sustituir los cóndilos femorales, con buenos resultados de principio.



Figura 12.- Prótesis M G H.

Nuevamente tras una resección tumoral se intenta en 1954 un reemplazamiento por Kraft y Levinthal (4) mediante una prótesis acrílica con tallo intramedular, que sufrió una fractura 8 meses después (Fig. 13).



Figura 13.- Prótesis de Levinthal.

Después de este fracaso se proponen entonces algunos modelos de sustitución condílea del fémur sin provisión de tallo medular de anclaje. Así surge el implante de Platt (5) fabricado en acero inoxidable. (Fig. 14).



Figura 14.- Prótesis de Platt.

Cierran el capítulo de este tipo de implantes Luncford y Sbarbaro con su modelo de características similares, pero en vitalio y con un pivote para su anclaje óseo.

P. ARTROPLASTIA POR IMPLANTE TIBIAL.

Según Wagner y Masse (1), estos implantes tienen su origen en 1944 con Burman, que intenta la restauración de dos rodillas tabéticas mediante platos tibiales atornillados que culminaron con infección.

A partir de 1950, Mac Keever (8) comienza el uso de su prótesis tibial provista de dos aletas perpendiculares en la cara que fija al hueso. (Fig. 15). El implante actual de este autor presenta distintos espesores para adaptarse a la posibilidad de corrección en varo o valgo.

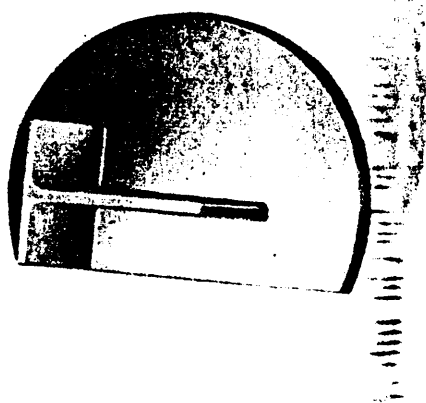


Figura 15.- Prótesis de Mac Keever.

El vitalio se impone como material mas resistente que el plástico acrílico utilizado finalmente por Kiaer.

Ya en la era del vitalio Mac Intosh (6) lanza su plato tibial con 4 grosores y 3 superficies diferentes.

En 1964 Townley (7) ofrece un plato de recubrimiento de la superficie tibial en su totalidad, a excepción de la zona correspondiente a las eminencias tibiales, a fin de respetar los ligamentos cruzados. La fijación se realiza con dos tornillos.

La forma de anclaje preocupa a los diseñadores que se afanan en este extremo. Sbarbaro propugna un anclaje mediante

una aleta sagital. Marmor permite que el hueso neoformado penetre en los orificios.

Swanson en su deseo de proteger al hueso de solicitaciones importantes, introduce entre el implante y el tejido óseo una lámina de silastic. (Fig. 16).

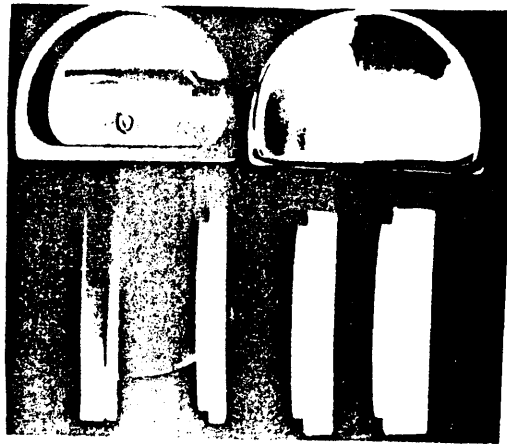


Figura 16.- Prótesis de Swanson.

Mac Connell por último, en 1968, describe una prótesis fijada delante y lateralmente por dos tornillos con la posibilidad de corregir diferentes grados de angulación.

C. ARTROPLASTIA POR IMPLANTE ROTULIANO.

Creemos ha sido Mac Keever (9) el primer autor que se ha ocupado de sustituir únicamente la superficie articular de la rótula en las afecciones reumáticas, conservando el aparato extensor.

Este implante fabricado en vitalio presenta un tornillo para su fijación. Con posterioridad Groeneveld y Schöllner desarrollan una prótesis para la patela con posibilidad de combinación con otros modelos.

Ya muy recientemente, un autor alemán, Lubinus, crea un modelo con la misma finalidad (10), pero fabricado de un material plástico que se desliza en una superficie metálica en forma triangular y que se adapta en el fémur.

Otros modelos surgidos son, que nosotros sepamos, parte de la sustitución global de la rodilla.

D. ARTROPLASTIA TOTAL.

La primera artroplastia total de rodilla tiene lugar, en 1890, en que un cirujano alemán llamado Gluck, presentó ante un congreso de medicina reunido en Berlín, una charnela que fabricó en marfil y la fijó con un cemento también de su creación.

Este intento fallido en dos rodillas afectas de tuberculosis cayó pronto en el olvido, si bien hoy creemos debe ocupar, por derecho propio, el principio de nuestra historia.

De forma práctica la etapa de la prótesis total de rodilla no adquiere consistencia hasta el advenimiento de materiales resistentes como el acero inoxidable y aleaciones de cromo-cobalto.

En la evolución de estos implantes podemos considerar tres generaciones en base a un orden de aparición. Esta circunscripción y las características propias de los tres grupos, motiva que en el transcurso de este trabajo mantengamos esta dife-

renciación con fines didácticos. Distinguimos por tanto tres etapas cronológicas aunque en parte se hallen imbricadas. Corresponden a las prótesis de charnela, de deslizamiento y fisiológicas o rotacionales.

1. Prótesis de charnela.

La primera intención de sustitución protésica de la rodilla se orientó en el sentido de reducir el complejo mecanismo articular por un único movimiento de flexo extensión alrededor de un eje.

No hay unanimidad respecto al origen de estas prótesis, fuera de los retazos prehistóricos protagonizados por Gluck. Según Wagner (1) son los hermanos Judet junto con Rigault y Crepin los pioneros de las prótesis totales en bisagra, al realizar una sustitución de rodilla en 1947 con una prótesis acrílica en un caso de anquilosis. Nuevamente aquel intento constituyó un fracaso. En esta ocasión un esfacelo cutáneo provocó la ablación del implante. (Fig. 17).

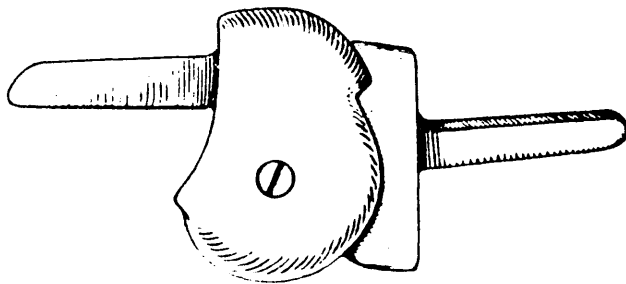


Figura 17.- Prótesis de Judet.

En 1951 Majnoni d'Intignano opera siete pacientes con una prótesis de su creación. El método fue abandonado por la presentación constante de anquilosis.

En 1953 resultados adversos se obtuvieron también con la prótesis en acero de Merle d'Aubigne, consistente en dos piezas articuladas. Por su forma grácil cobró el sobrenombre de "golondrina", (Fig. 18), que también se impuso a un modelo americano.

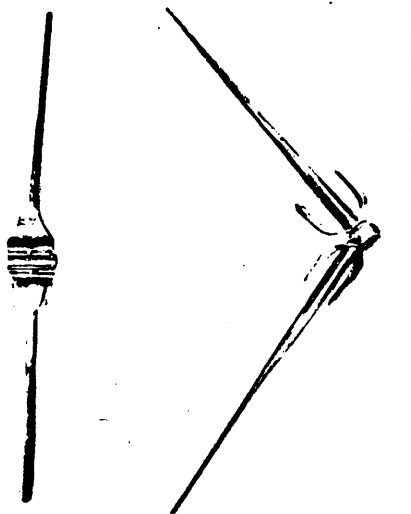


Figura 18.- Prótesis de Merle d'Aubigne.

En 1954 se conocen las primeras experiencias de Waldius con su prótesis de charnela en acrílico (11). Multitud de modificaciones sufre el diseño en cuanto a forma, puntos de anclaje, longitud de los tallos, que cristalizan finalmente con su fabricación en vitalio. (Fig. 19). Para el desarrollo de la prótesis de rodilla constituye Waldius un verdadero impulsor.

Aisladamente Debeyre introduce sustanciales modificaciones a este modelo que incluye el mantenimiento del valgo fisiológico, con el que alcanza notable experiencia (12).

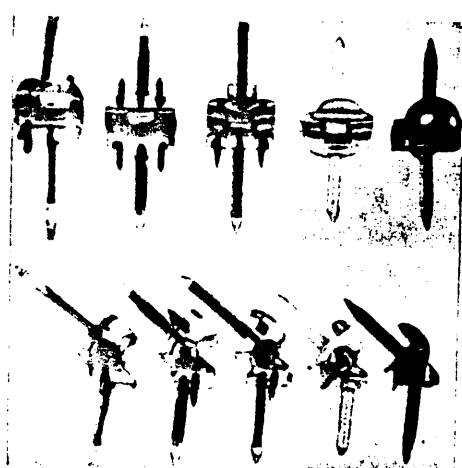


Figura 19.- Evolución de la prótesis de Waldius.

Casi simultáneamente con Waldius un autor inglés, Shiers (13), saca su modelo que adquiere gran popularidad. El anclaje tiene lugar a través de largos tallos intramedulares utilizando cemento para su fijación. El implante se fabrica en acero inoxidable y exige la resección de la rótula para su implantación.

Seguidamente autores como Mac Auslad, Seddon y Heinze publican algunos trabajos referidos a pacientes operados con diferentes modelos de prótesis originales.

En 1963, Young con su charnela, trata de paliar algunos inconvenientes surgidos anteriormente, reduciendo la resección de hueso y mejorando el anclaje. Este modelo fue inicialmente utilizado por la Clínica Mayo.

Mac Kee crea en 1965 (1) su modelo personal que mantiene el valgo y consigue teóricamente una flexión de 190 grados.

En 1969 la escuela ortopédica del Hospital St. Georg en Hamburgo, capitaneada por Buchholz (14) lanza su diseño de rodilla intercondilea que ofrece la particularidad de quedar íntegramente alojada en el fémur y recubierta de hueso. Como alternativa surgió el modelo isoelástico que constituyó un fracaso, quedando finalmente el modelo original rectificado y que es el actualmente utilizado en la Endoklink, lugar de trabajo del primitivo equipo St. Georg.

En París un grupo de cirujanos (Alnot, Aubriot, Deburge, Debousset, Kenesi, Mazas, Patel y Schram), utilizando experiencias anteriores desarrollan un modelo denominado GUEPAR que es una prótesis articular monoaxial que conserva el valgo fisiológico y acumula una serie de ventajas motivo de su difusión en toda Europa. Últimamente, un estudio a largo plazo de sus resultados publicado por Deburge, (15) ha dado lugar a algunas modificaciones sobre el diseño primitivo.

Lagrange y Letournell (16) publican en 1971 los primeros resultados con su prótesis articulada que queda empotrada en el hueso. Este modelo lo denominan "LL". Estos últimos implantes utilizan aleaciones de cromo-cobalto y algunos como el de St. Georg, coginetes de polietileno en sus superficies de deslizamiento.

Asimismo utilizan el metil-metacrilato para su fijación al hueso a través de sus vástagos. En un deseo de escapar de los inconvenientes que están surgiendo de esta práctica, algunos autores han diseñado prótesis autoimplantables que no requieren el concurso del cemento.

Judet en 1973 opera sus primeros pacientes con una prótesis de su creación en metal poroso que no precisa ser cementada (17). Sus resultados no han sido lo buenos que parecían en un principio, en base a fallos más de naturaleza biomecánica que de otra índole, hasta el punto de ser abandonada la técnica.

La prótesis denominada "caviar" es una bisagra de metal con superficies rugosas que permiten la introducción del hueso neoformado en su contorno fijando el implante. Sus resultados han sido recientemente publicados por Kenesi (18).

En una etapa reciente y reconocidos los inconvenientes que desde un punto de vista fisiológico representan las charnelas algunos autores crean un modelo que difiere de los anteriores en cuanto el eje de giro es desplazable, de forma que además de un movimiento de flexo-extensión presentan gamas de deslizamiento. Es un tipo de prótesis que siguiendo la terminología de Aubriot (19) denominamos semicharnelas. En esta línea llega en 1973 el modelo GSB, siglas que se corresponden con sus autores, Gschwend, Scheier y Bahler (20). De parecidas características podemos considerar, por último, la rodilla de Tillman surgida recientemente en Alemania y que incluso en un determinado ángulo de flexión ofrece gamas de movimiento rotacional, cuyas ventajas prácticas resulta prematuro valorar.

2. Prótesis de deslizamiento.

Los implantes llamados de deslizamiento parten de la idea de Gunston en Canadá (1965), (21), quien utiliza dos componentes metálicos para el fémur que resbalan sobre unos rai-les de polietileno de alta densidad, alogados en la tibia. Se crea así la primera artroplastia de rodilla de deslizamiento con la característica de conservar el fisiologismo articular. Bryan y Peterson (22), de la Clínica Mayo, introducen algunas modificaciones de acuerdo con Gunston y comercializan esta prótesis con el nombre de policéntrica. (Fig. 20).

El modelo de prótesis de deslizamiento St. Georg se crea en 1969 y sus resultados primeros son publicados por Engelbrecht (23). También es un modelo modificado sobre la base de Gunston, dejando plana la superficie del plato tibial en la

idea de no constreñir el recorrido de los cóndilos metálicos.



Figura 20.- Prótesis policéntrica.

A partir de entonces surgen multitud de diseños basados en el concepto de cuatro módulos independientes y dentro del principio de baja fricción. Son de destacar los modelos de Walker, Sbarbaro y Marmor. Todos ellos son de pequeño tamaño y exigen escaso sacrificio óseo para su implantación.

Paralelamente y como alternativa otros autores prefieren para sus implantes dos piezas únicas, una metálica para el fémur y otra de plástico que apoya en la superficie de la tibia.

En Londres Swanson y Freeman (24) crean un modelo de estas características (Fig. 21). Posteriormente Freeman introduce sucesivas modificaciones al primitivo diseño hasta cristalizar en el actual (ICLH) que incluye la sustitución patelar, la pieza femoral es de forma bicondílea y el componente tibial único no preserva los ligamentos cruzados.



Figura 21.- Prótesis de Swanson (G.B.) y Freeman.

Una concepción gemelar sobre los primeros implantes modulares la constituye la prótesis geométrica de Coventry, que nace igualmente en los primeros años de la década de los setenta. Los módulos femorales y tibiales están unidos por un puente que respeta la presencia de los ligamentos cruzados. Una vez más este original modelo, que adquirió enorme difusión, ha sufrido diferentes modificaciones hasta culminar en el actual diseño denominado prótesis anamétrica, que difiere notablemente de la concepción original (ver técnicas fundamentales).

En el Hospital For Especial Surgery de Nueva York, un equipo de cirujanos encabezados por Ranawat e Insall crean una serie de modelos, que parten del duocondilar y siguen con el denominado duopatela de forma más geométrica, que sustituye la superficie de la patela y respeta los ligamentos cruzados. Finalmente el modelo denominado total condilar (TCP) ha sido el más utilizado. También ha sido rediseñado por Insall en favor de una mayor garantía en casos límite de inestabilidad.

3. Prótesis rotacionales fisiológicas.

Este grupo de implantes pertenecen a la tercera generación y nacen del deseo de los diseñadores de conseguir un máximo de fisiología conservando el tercer movimiento de rotación. Se mantiene la presencia de vástagos intramedulares para asegurar la estabilidad, pero reduciendo su longitud con respecto a las charnelas, cuyos inconvenientes se tratan de paliar. Es primeramente Trillat (25) quien presenta en 1971 su modelo capaz de flexoextender al tiempo que permite un movimiento rotacional en el plano horizontal. Tal alarde técnico no pudo superar el inconveniente de su tamaño. (Fig. 22).

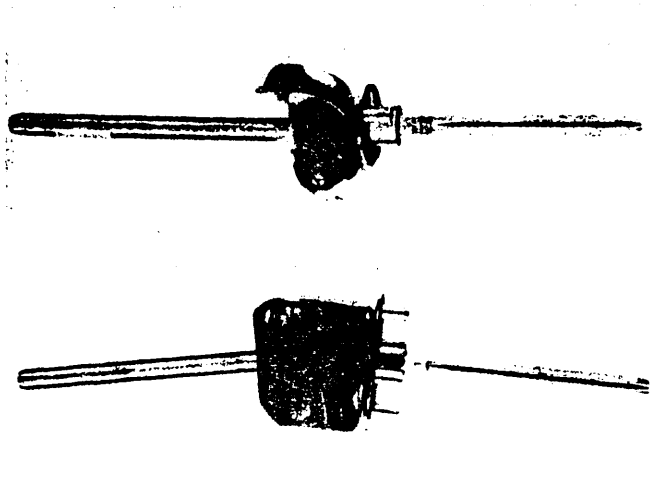


Figura 22.- Prótesis rotatoria de Trillat.

Herbert en 1973 (26), publica resultados con su prótesis en pivote. Seguidamente Sheehan y Attemborough (27 y 28) lanzan sus diseños con gran refinamiento de movimientos y con un mecanismo un tanto sofisticado.

Cabe citar por último la prótesis llamada esferocéntrica creada en Norteamérica por Matthews y Kaufer (29).

Este resumen muestra hasta el momento, el progreso y evolución en la artroplastia de rodilla. La prótesis ideal no se ha conseguido a pesar de que pasan de doscientos los modelos que se han creado, hasta el punto, que muchos autores no han podido resistir el deseo de diseñar el suyo propio a sabiendas que no aportaban nada nuevo a los anteriores.

Cuando ya no existan problemas biomecánicos, se hayan mejorado las condiciones de desgaste y resuelto el problema de la fijación, surgirá posiblemente un modelo idóneo aplicable a todos los casos. Hasta entonces no podremos cerrar definitivamente el capítulo de la historia de la artroprótesis de rodilla.

BIBLIOGRAFIA

1. WAGNER J., et MASSE, Y.: "Historique de l'arthroplastie du genou par implants partiels et totaux". Acta Orthop. Belg., 39, 11, 1973.
2. CAMPBELL, W.C.: "Interposition of vitalium plates in arthroplasties of the knee". Amer. J. Surg., 47, 639, 1940.
3. JONES W.N., AUFRANK, O.E., KERMOND, W.L.: "Mold arthroplasty of the knee". J. Bone. Joint Surg., 49 A, 1022, 1967.
4. KRAFT, G.L., LEVINHAL, D.H.: "Acrylic prosthesis replacing lower end of the femur for benign giant-cell tumor". J. Bone. Joint Surg., 36 A, 2, 1954.
5. PLATT, G., PEPLER, C.: "Mould arthroplasty of the knee. A ten year folloup-up study". J. Bone. Joint Surg., 1, 76, 1969.

6. Mac INTOSH, D.L.: "Hemiarthroplasty of the knee using a space occupying prosthesis for painful varus and valgus deformities". J. Bone. Joint Surg., 40 A, 1431, 1963.
7. TOWNLEY, C.O.: "Articular plate replacement. Arthroplasty for the knee joint". Clin. Orthop., 36, 77, 1964.
8. Mac KEEVER, D.C.: "Tibial platen prosthesis". Clin. Orthop. 18, 86, 1960.
9. Mac KEEVER, D.C.: "Patellar prosthesis". J. Bone. Joint. Surg., 37 A, 1074, 1955.
10. LUBINUS, H.H.: "Patella glide bearing total replacement". Orthopedics 2(2), 119, 1979.
11. WALDIUS, B.: "Arthroplasty of the knee joint employing an acrylic prosthesis". Acta Orthop. Scand. 23, 121, 1954.
12. DEBEYRE, J., KENESI, C., TULEU, G.: "Indications et résultats de la prothese charniere dans les dislocations du genou". Acta Orthop. Belg., 39, 320, 1973.
13. SHIERS, L.P.G.: "Arthroplasty of the knee. Preliminary report a new method". J. Bone. Joint. Surg., 36 B, 553, 1954.
14. BUCHHOLZ, H.W., ENGELBRECHT, E.: "Die intrakondyläre Totale Kniegelenkseudo-prothese model St. Georg". Chirurg 44, 373, 1973.
15. DEBURGE, A., AUBRIOT, J.H., GENET, J.P. and the GUEPAR group.: "Current status of a Hinge Prosthesis (GUEPAR)". Clin. Orthop., 145, 91, 1979.

16. LAGRANGE, J., LETOURNEL, E.: "Principes et realisations de la prothese totale du genou "LL" ". Acta Orthop. Belg., 39, 280, 1973.
17. JUDET, R., HONNART, FL., JUDET, Th.: "Prothese de genou sans ciment". Analyse des 27 premiers cas. Act. Chirurg. Orthop. L'hopital Raymond Poincare XIII, 77, Edit. Masson. Paris, 1976.
18. KENESI, G.: "La prothese "Caviar". SOFCOT 53^e Reunion annuelle, nov., 1978; Rev. Chir. Orthop., Suppl. II, Tomo 65, 1979.
19. AUBRIOT, J.H.: "Les arthroplasties du genou para endoprothese totale". Conferences d'enseignement de la SOFCOT, 2,65, 1974.
20. GSCHWEND, N., SCHEIER, H., BAHLER, A.: "The GSB knee prosthesis". International congress of the knee. Rotterdam, Excerpta Medica, 261, 1973.
21. GUNSTON, F.H.: "Policentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement". J. Bone. Joint Surg. 53 B, 272, 1971.
22. BRYAN, R.S., PETERSON, L.F.A.: "The quest for the replacement knee". Orthop. Clin. North. Amer, 2, 715, 1971.
23. ENGELBRECHT, E., ZIPEL, J.: "The Sledge prosthesis "model St. Georg" ". Acta Orthop. Belg., 39, 203, 1973.
24. SWANSON, S.A.V., FREEMAN, M.A.R.: "A new prosthesis for the total replacement of the knee". Acta Orthop. Belg., 38, suppl. 1, 55, 1972.
25. TRILLAT, A.: "presentation d'une prothese du genou". Rev. Chir. Orthop., 57, 252, 1971.

26. HERBERT, J.J., HERBERT, A.: "Nouvelle prothese totale du genou". Rev. Chir. Orthop., 59, 451, 1973.
27. SHEEHAN, J.S.: "Sheehan knee joint". Com. Congr. Int. sobre rod., Rotterdam. Septiembre 1973.
28. ATTEMBOROUGH, C.G.: "Stabilised gliding total knee replacement". Congr. Int. sobre rod., Rotterdam. Septiembre 1973.
29. MATTHEWS, L.S., SONSTEGARD, D.A. and KAUFER HERBERT: "The Spherocentric knee". Clin. Orthop., 94, 234, 1973.

ASPECTOS BIOMECANICOS EN LA CONCEPCION DE UNA PROTESIS DE
RODILLA.

El desarrollo de una artroprótesis es el resultado de la conjunción de esfuerzos del bioingeniero y el ortopeda.

Para que el bioingeniero pueda realizar el diseño óptimo de una prótesis de rodilla necesita información suficiente y ésta le viene dada por el conocimiento de datos precisos, como son: anatomía y fisiología de la articulación natural con su gama y promoción de movimientos y mecanismos de estabilidad y forma en que estos factores pueden ser influenciados por la enfermedad. Necesita conocer las cargas transmitidas a la superficies articulares y los stresses de contacto. También precisa un informe de las condiciones ambientales a las que tendrá que hacer frente la prótesis, para de esta forma seleccionar el material apropiado.

En un capítulo anterior se ha reseñado la anatomía y fisiología de esta articulación. Asimismo, se han descrito los materiales comunmente utilizados. Nuestra intención ahora, es exponer los conceptos básicos que se deben aplicar en un diseño, analizando aquellas cuestiones técnicas y de bioingeniería imprescindibles para el desarrollo del mismo.

Siguiendo un orden didáctico dividimos este capítulo en los siguientes apartados: A) Condiciones exigidas a una prótesis de rodilla. B) Conceptos generales del diseño. C) Aspectos técnicos de bioingeniería.

A. CONDICIONES EXIGIDAS A UNA PROTESIS DE RODILLA.

Entendemos tal como lo hacen Downson y cols. (1) que los requerimientos exigidos deben ser los siguientes: a) Liberación del dolor; b) suficiente gama de movilidad que permita las actividades cotidianas; c) corrección de inestabilidades

y deformidades; d) duración de la prótesis, proporcional a la vida del paciente; e) técnica quirúrgica de implantación lo más sencilla posible; f) procedimiento aceptable de salvamento en caso de intolerancia o complicaciones; g) costo reducido.

a. Supresión del dolor.

Teniendo en cuenta que la rodilla se compone de las articulaciones femoro-tibial y femoro-patelar, la sustitución única de las superficies femoro-tibiales es capaz de suprimir el dolor o disminuirlo hasta niveles tolerables, conservando la articulación femoro-patelar. En cambio, experiencias anteriores no aconsejan la sustitución de un solo par articular.

Existen modelos de prótesis que incluyen el reemplazamiento conjunto de todas las superficies que componen la articulación. También se fabrican implantes exclusivos para la femoro-patelar cuando el dolor y la patología se circunscriban a este nivel. Inicialmente la mayoría de los diseños han intentado el alivio del dolor con el reemplazamiento único de la articulación femoro-tibial.

b. Gama de movilidad suficiente.

Hemos visto como la articulación natural de la rodilla presenta tres grados de libertad de movimientos. Los mayores esfuerzos están encaminados en un intento de conseguir la movilidad de los tres sentidos y sobre esta cuestión volveremos al describir los principales modelos. No obstante y teniendo en cuenta los requerimientos funcionales de los pacientes donde se realiza una indicación de este tipo, parece suficiente conseguir junto con una extensión completa, la flexión de 90°. Con ello se logra un confort capaz de permitir al enfermo las actividades más necesarias, como son sentarse y subir y bajar escaleras, etc.

c. Corrección de inestabilidad y deformidades.

Ocorre que cualquier tipo de prótesis no siempre es capaz de corregir todo tipo de deformidad. En el estado actual de los hechos, el grado de deformidad puede aconsejar un determinado tipo de implante no del todo fisiológico. La situación del aparato estabilizador condiciona esta imposición. En cualquier caso y dentro de la gama de modelos actualmente disponibles, la indicación se hará de forma que el miembro quede alineado y la articulación estable, dependiente de los ligamentos naturales o de los tallos intramedulares del implante.

d. Duración de la prótesis.

Podemos considerar diferentes posibilidades:

1. Aflojamiento de los componentes protésicos.- En evitación de esta contingencia conviene suprimir todas las situaciones stressantes potencialmente evitables. En este sentido es positivo la supresión de hiperextensión y la creación de un stop con amortiguadores de silastic.

El sistema de fricción es muy importante y una fricción baja resulta mucho más ventajosa que otra elevada.

Por último, este riesgo se disminuye fortaleciendo el contacto hueso-prótesis.

2. Desgaste del material protésico.- Es ésta, cuestión muy importante si tenemos en cuenta que los productos de desgaste pueden resultar nocivos para el paciente. Tal circunstancia se evitará o retrasará mediante la correcta elección de los materiales y la dotación de amplias superficies de contacto que disminuyan el stress sobre los puntos de apoyo.

Creemos que las experiencias vividas y los estudios realizados con mayor amplitud para la cadera, son aplicables a la rodilla.

Dependiente de los materiales empleados, al examinar los tejidos adyacentes a la prótesis, hemos podido encontrar fragmentos de cemento acrílico, partículas metálicas o de polietileno en pacientes a los que por alguna razón hubo necesidad de retirar el material o realizar un reemplazamiento protésico.

Parece ser que el grado de nocividad de estas partículas guarda relación con su tamaño y velocidad de producción. No pudiendo afirmar nada exacto sobre ello nos remitimos a los trabajos realizados por diferentes autores y que han sido citados en el capítulo anterior. Oppenheimer (2) publica un estudio sobre la acción carcinógena de los polímeros en ratas. También parecen haber mostrado este efecto algunas partículas de cromo-cobalto producidas en test de laboratorio y desprendidas de prótesis de rodilla y cadera en ratas (3). En asociación con amplios injertos de polietileno se han encontrado sarcomas en estos mismos animales (4). Por último según cita de Dowson (1), en una comunicación personal, Swann, encuentra un tumor adyacente a una prótesis de cadera de aleación de cromo-cobalto que había permanecido en un hombre durante varios años. Resulta difícil precisar el grado de relación.

De cualquier modo y como dijimos anteriormente nada hay seguro al respecto. Estos trabajos son en su mayoría de tipo experimental y realizados en condiciones diferentes a las circunstancias acaecidas en la clínica, no habiéndose podido demostrar carcinogenicidad en partículas de polietileno tan pequeñas como las desprendidas por el desgaste de la prótesis.

e. Técnica quirúrgica de inserción lo más sencilla posible.

Dos consejos debemos seguir al respecto:

1.- Cuanto más sencillo resulte el diseño menor complejidad entrañará su colocación. Se deben reusar modelos que requieran para su colocación excesivos cortes o exposiciones demasiado amplias.

2.- Al tiempo de crear la prótesis hay que procurar el instrumental preciso para su exacta inserción, que eviten la improvisación y simplifiquen los cálculos de osteotomía necesarios para corregir las deformidades existentes.

No resulta cómodo un implante que precisa para su colocación de un dilatado arsenal terapéutico. El instrumental debe ser únicamente suficiente, sin menoscabo de la iniciativa y habilidad del cirujano, siempre necesarias y compatibles con la práctica rigurosa de la técnica quirúrgica en cuestión.

f. Procedimiento de salvamento aceptable en caso de complicaciones.

Cuando surja una complicación o se produzca una intolerancia se debe ofrecer al paciente la mejor salida posible. En este caso dos posibilidades son aceptables: el recambio y la artrodesis. Pueden ser recambiados uno o varios componentes protésicos. En esta operación puede usarse el mismo o diferente modelo de prótesis. En el caso de que la artrodesis constituya la única alternativa razonable hay que procurar que ésta tenga lugar en condiciones mínimamente aceptables. Los implantes que requieren una gran resección de hueso deben ser desechados porque el acortamiento del miembro sería acusado.

Por otra lado la artrodesis exige una amplia superficie de contacto. Es necesario que los extremos óseos se hallen libres de cemento y sea el hueso reticular quien apoye. De otra forma difícilmente se conseguirá la consolidación.

Diseños sencillos y fisiológicos, de fácil colocación, que no precisan resecar amplias zonas de tejido óseo y donde la fijación no precisa excesiva cantidad de cemento, son siempre preferibles.

Las prótesis con tallos intramedulares son, en este aspecto, quienes mayores desventajas ofrecen.

g. Costo reducido, nunca superior al necesario.

Aunque es éste un factor para-médico, resulta de una indudable importancia desde el punto de vista socioeconómico. El costo lógicamente se vé incrementado por el deseo de conseguir un acabado perfecto, una gran precisión de las superficies y una mejor calidad de los materiales.

El costo total incluye los gastos de fabricación, distribución e inspección, mantenimiento y stocks en el hospital. Modelos que conllevan instrumental excesivo y que se ofrecen con demasiada diversificación de tamaños, son antieconómicos. Asimismo, la simplicidad de la técnica que no imponga la necesidad de un personal excesivamente especializado, resulta un factor positivo para la organización del Hospital.

B. CONCEPTOS GENERALES DEL DISEÑO.

La misión de una artroprótesis es la de suplir funcionalmente a la articulación. Tal reproducción debe tener lugar con

la mayor fidelidad. Ello no resulta fácil a nivel de la rodilla por su enorme complejidad funcional, aspecto sobre el que no cesaremos de insistir.

Se ha repetido que la década de los setenta debe representar para la sustitución de la rodilla lo que los años sesenta supusieron para la cadera. Es evidente que las conquistas en la cirugía sustitutiva de esta articulación son más sólidas y definitivas, pero debemos aclarar que con respecto a la rodilla no ha habido postergaciones, como prueba el hecho de ser más remoto su origen. Su historia, si bien más larga, se ha visto preñada de desengaños y decepciones. Es obvio deducir por ello que las dificultades resultan duras de superar.

En el momento actual, la artroprótesis de rodilla no se ajusta a unas características concretas, ni siquiera superponibles. Su desarrollo ha seguido diferentes caminos, que en unos casos pretenden mayor fisiologismo y otras veces se orientan en un deseo de conseguir completa estabilidad. Ultimamente el objetivo estriba en unificar las dos funciones, presidiendo el factor común de la gran diversificación de diseños, muestra evidente de que nada es definitivo.

En el estado actual de nuestros conocimientos, parece claro que la sustitución debe afectar a ambas superficies articulares, puesto que el reemplazamiento de un solo par articu-
lar ha sido superado por el resultado de experiencias anteriores y su realización debe quedar relegado al capítulo de la historia.

Podemos considerar cuatro grupos fundamentales:

a. Prótesis a charnela.

Proporcionan un movimiento de flexoextensión que excede de los 90°.

Se trata de dos piezas unidas por un bulón, eje del único arco de movimiento. Aseguran la estabilidad y corrigen automáticamente la deformación. Pero la función queda reducida a una simple caricatura considerando el juego de la rodilla natural. Generalmente se fabrican en metal ambos componentes. Se indican en rodillas muy deterioradas por la patología, puesto que sacrifican los ligamentos y requieren gran resección ósea para su implantación.

Este grupo de prótesis viene asociada particularmente a los nombres de Mc Kee, Shiers (5), Waldius (6) y Young (7). (Ver técnicas fundamentales).

En sus formas standar precisan tallos intramedulares cementados para su fijación. Ello genera fuerzas indeseables que tienden al aflojamiento o a la fractura.

Más recientemente y basados en experiencias anteriores, se ha tratado de reducir estas desventajas en otros modelos como las de Guepar y St. Georg, que ofrecen características que tendremos oportunidad de analizar más adelante.

b. Prótesis de deslizamiento.

Guardan en común la dependencia de los ligamentos laterales y la ausencia de tallos intramedulares largos para su implantación. Por otra parte exigen menos extracción de hueso.

Sus componentes suelen combinar el metal con el polietileno de alta densidad, siendo en la gran mayoría de los casos metálico el elemento femoral y plástico el tibial.

Se trata de implantes que procuran un mayor fisiologismo a la articulación, cuyos arcos naturales de movilidad quedan conservados en todos los planos.

Su dependencia a la suficiencia del aparato capsuloligamentoso impone una limitación en cuanto a su indicación. Son de difícil aplicación en casos de graves desviaciones que requieren correcciones importantes.

Dentro de este tipo de prótesis podemos diferenciar dos grupos: En el primero ambas extremidades óseas se sustituyen por dos bloques protésicos. Las superficies se adaptan de tal forma que permiten el movimiento de una manera natural, pues los componentes no están constreñidos. El radio de curvatura de la superficie cóncava del elemento tibial es ligeramente mayor que el correspondiente convexo femoral, de forma que es posible una cierta rotación en todas las posiciones. Cuando los ligamentos cruzados son sacrificados la estabilidad en el plano anteroposterior es confiada parcialmente al tope que representa la concavidad del implante. En esta línea se encuentran las rodillas ICLH, TCP (9) y geomédica (10).

En otro grupo podemos situar aquellos diseños que emplean componentes sencillos y delgados tratando de imitar las formas de los cóndilos. Preservan todos los ligamentos. Su origen tiene lugar en Gunston (11).

El implante femoral doble es generalmente metálico y recubre la superficie convexa de los dos cóndilos. Resbala sobre dos plataformas de polietileno de superficie cóncava que asientan sobre las mesetas tibiales.

Sobre este patrón común existen algunas variantes. En la prótesis de St. Georg de trineo (12), el componente tibial es completamente plano y el apoyo tiene lugar en un punto. También ocurre así con la prótesis de rodilla de Charnley, donde además este componente es metálico en tanto que la parte femoral se fabrica de polietileno de alta densidad. (Parece ser que Charnley ha postergado esta técnica).

Este grupo de implantes ofrecen la posibilidad de sustituir un solo lado de la articulación en la enfermedad monocompartimental, e incluso son capaces de corregir desviaciones angulares de pequeño grado. (Ver técnicas fundamentales).

La sustitución unicondilar despierta controversias como más adelante veremos, y al lado de autores que la defienden a ultranza y esgrimen resultados brillantes, surgen detractores de este proceder. Entonces se argumenta la importancia que tiene la modificación del coeficiente de desgaste que conduciría a un deterioro acelerado del compartimento natural con gran desequilibrio en el reparto de las cargas.

c. Prótesis rotacionales.

Con miras más ambiciosas ha surgido otro grupo de prótesis que tratan de conseguir una adecuada función en los dos sentidos de movimiento, combinado con la posibilidad de corregir cualquier grado de deformidad, al margen del estado de los ligamentos.

Inicialmente se utilizó clínicamente el diseño de Tri-llat (13), en un derroche de alarde técnico. Seguidamente surgió la rodilla Herbert (14). Más recientemente llegó la rodilla esferocéntrica junto con los modelos de Attemborough (15), y Sheehan (16). Uno de los componentes es portador de un pivote macho que permite cierto grado de rotación al tiempo de asegurar la estabilidad.

Estos dispositivos son indudablemente ingeniosos y aparentemente costosos. Teóricamente deben reducir los stresses de la rotación resistida, pero en la mayoría de los casos, cerca de la extensión se comportan como charnelas completamente constreñidas (en algún caso existe cierto refinamiento

del movimiento) y al fin de cuentas necesitan los tallos intra medulares de que suelen estar provistos.

Solo una amplia experiencia mostrará a que velocidad se producen las partículas de desgaste y el grado de estabilidad en el eje de rotación.

d. Prótesis femoropatelar.

Inicialmente se sustituye únicamente la superficie de la rótula mediante el implante de Mac Keever (18), formando parte de las prótesis parciales (Ver técnicas fundamentales). La experiencia ha demostrado la necesidad de recubrir también la su perficie del fémur. Puede considerarse aisladamente o dentro del conjunto panarticular. Algunos modelos de prótesis femorotibiales vienen provistas de una superficie anterior para la rótula (Waldius, Trillat, Guepar). Otras veces ésta es sustituida al tiempo de la articulación femorotibial. Groeneveld y Schollner (17), han añadido las sustituciones retropatelares a diversos diseños de sustitución tibiofemoral.

Existen implantes específicos para aquellos casos de pato logía selectiva femoropatelar. Es el caso del modelo de Lubinus, donde el componente patelar fabricado en polietileno desliza sobre la superficie femoral metálica.

Estas prótesis se presentan con una geometría caprichosa. En nuestra opinión realizan su misión de manera un tanto irracional, considerando la fisiología articular. Resultaría natural que se las dote de una superficie de apoyo bastante amplia en evitación de posibles problemas de alineamiento. En el capítulo siguiente al describir las distintas técnicas habremos de insistir sobre las características diferenciales de estos cuatro grupos.

C. ASPECTOS TECNICOS DE BIOINGENIERIA.

En el diseño de una artroprótesis nada se conseguiría sin la conjunción de esfuerzos del bioingeniero y del ortopeda.

Los aspectos biomecánicos referidos a la prótesis de rodilla son ciertamente complejos y variados. De otra parte resultan peculiares respecto a los cuatro tipos de implantes que hemos considerado. Los stress y proporción de desgaste resultan diferentes en los casos de charnelas fijas y prótesis con preservación de ligamentos. Son seguramente las charnelas que nes mayores dificultades plantean. Sobre ellas se posee una ex periencia más larga que ha permitido su análisis detenido sien do objeto de numerosos trabajos basados en el estudio de su comportamiento.

Como base para la confección de un diseño, el bioingenie ro precisa una serie de datos que le permitan el enfoque del problema. Estos datos deben estar referidos fundamentalmente a la geometría, movimientos y cargas de la rodilla.

a. Geometría.

La geometría de la rodilla la hemos abordado con anterioridad. Su conocimiento es necesario para el bioingeniero, sin embargo la anatomía descriptiva puede dejar lagunas de información sobre las curvaturas de superficie que permitan el cálculo de los stress de contacto.

Seedhom y cols. (19) publicaron un detallado estudio sobre la geometría de las superficies articulares en la rodilla natural. Fueron preparados modelos plásticos de los cóndilos femoral y tibial posteriormente seccionados para mostrar los perfiles. Se evidenciaron los diferentes radios de curvatura de los cóndilos femorales, más uniforme el externo. En los cón

los tibiales, llamó la atención la convexidad del externo en el sentido anteroposterior y que supone una incongruencia. Estudios como éste resultan útiles para el diseñador al aportar datos sobre la geometría de la articulación natural.

b. Movimientos.

Conocemos los movimientos esenciales de la rodilla. El preponderante es la flexoextensión, si bien surgen gamas de movimiento rotacional, tanto al caminar como en determinadas actitudes.

Según Dowson, en la deambulación los valores máximos de la flexión de la rodilla oscilan entre los 60° y 70°, mientras que en los movimientos de levantarse y sentarse de una silla, los ángulos pueden rebasar los 100°, llegando incluso a los 120°. Al subir y bajar escaleras, la flexión máxima no suele exceder de los 90°.

En cuanto a la rotación, ésta oscila de 5° a 10° en el ciclo de andadura, mientras que con la articulación flexionada puede llegar a los 17° - 20°.

El bioingeniero conoce esta gama de movimientos, si bien en la práctica puede optar por reducir la flexoextensión e incluso ignorar la rotación como ocurre con las charnelas.

c. Cargas sobre la rodilla.

Interesa determinar: las fuerzas transmitidas por las superficies articulares, la disposición de los componentes de la extremidad durante el movimiento y la acción de los grupos musculares. (Dowson).

La primera determinación puede hacerse a través de una plataforma de fuerza. El pie se aplica sobre una placa que soporta transmisores de carga.

La fotocinematografía proporciona un registro continuo de las posiciones del miembro durante las fases del movimiento.

Por último, podemos servirnos de la electromiografía para el conocimiento de la actividad muscular.

No conocemos datos concretos sobre la carga que actúa sobre la rodilla de ancianos o enfermos poliartríticos, pero sí disponemos de la información de un estudio realizado por Morrison (20 y 21), en relación a la carga con el tiempo y el ángulo de flexión de la rodilla durante la marcha. Con arreglo a este estudio, la fuerza transmitida por la articulación variaba entre 3 y 4 veces el peso del cuerpo, aumentando 4 ó 5 veces respecto al peso corporal en la acción de subir y bajar escaleras.

Seedhom (22), utilizando algunos datos de Morrison calculó las fuerzas rotulofemorales que durante la marcha raramente exceden dos veces el peso corporal. En otras actividades (como el sentarse en una silla), lógicamente se ven incrementadas al requerir mayores arcos de flexión. Cálculos similares han realizado otros autores, si bien con resultados no siempre coincidentes. Así Furmaier (23) calculó fuerzas hasta de 13 veces el peso corporal para posiciones forzadas como sentarse en cuclillas.

En los estudios de bioingeniería cabe suponer cargas máximas (por encima de 4 ó 5 veces el peso corporal) a nivel de la articulación femorotibial y acomodar estas cargas a los correspondientes ángulos de flexión en el diseño de la prótesis. Hay que tener en cuenta el estado de los ligamentos cruzados, cuya inoperancia aumentará la responsabilidad del diseño

que en tal caso ha de adaptarse a estas circunstancias, que imponen una mayor estabilidad en el plano anteroposterior.

Determinadas las cargas sobre la rodilla, es posible evaluar los niveles de stress y zonas de contacto en la prótesis.

También sería conveniente como apunta Dowson (1) que en este tipo de cálculos se dedujera el papel de los meniscos en la rodilla natural, habida cuenta que su presencia puede disminuir ciertas cargas y aminorar el stress de contacto.

Hasta aquí hemos analizado aquellos aspectos generales que deben ser considerados de cara a la configuración de una artroprótesis de rodilla. Si deseamos profundizar un poco más en el recuento de los problemas biomecánicos surgidos en la confección del diseño, tenemos ahora que referirnos por separado a los dos grupos fundamentales de implantes, de deslizamiento y charnela. Las prótesis rotacionales están siendo, en el momento actual, sometidas a estudios de este tipo. Por ahora no disponemos de datos suficientes que permitan desde el punto de vista técnico y biomecánico hacer otras conclusiones fuera de las extraídas por sus propios creadores a la luz de su corta experiencia y que de una forma concisa serán reflejadas en el capítulo de Técnicas.

Basados en los trabajos de Seedhom, Longton, Dowson y Wright (22) analizamos primero los conceptos a tener en cuenta en el desarrollo de una prótesis con preservación de ligamentos. Las charnelas ofrecen peculiaridades mecánicas que merecen ser contempladas independientemente. Cierra esta exposición el estudio teórico del miembro inferior protésico en cuanto a su incidencia en los ejes de carga, trabajo que minuciosamente llevaron a cabo Wagner, Burgois, Baillon y Hallens (25) que nosotros tendremos en cuenta.

a. Enfoque y problemática en el diseño de una prótesis con conservación de ligamentos.

Las cuestiones más fundamentales están referidas a: geometría y tamaño de la prótesis, pruebas experimentales, materiales de fabricación, stress y estimación de la vida protésica. Por último, medio de fijación.

1. Geometría de la prótesis:

Esta ha de resultar lo más similar posible a la articulación natural. Aunque en principio puede parecer ideal sustituir la articulación enferma por una réplica exacta de la articulación natural con materiales artificiales, en la práctica ciertas partes resultan difíciles de copiar como ocurre con los meniscos. Conservar otras características como la convexidad de la meseta externa sería más engorrosa que práctica y daría lugar a un elevado desgaste.

Por ello se impone en primer término determinar que es de la articulación natural lo que puede y debe mantenerse en la prótesis. Un procedimiento consiste en cortar modelos plásticos de la rodilla en el plano sagital. Los perfiles se trazan utilizando una máquina siluetográfica.

A fin de aminorar el trabajo de los ligamentos cruzados e incluso tratar de suplir su acción, la prótesis debe ser lo más congruente posible. El grado de congruencia, por otra parte, no debe impedir la flexión, siendo deseable que la misma alcance un arco de movimiento de 100° - 120° necesarios para que el paciente pueda sentarse sin la ayuda de los brazos.

Son coincidentes las opiniones para que la prótesis disponga de dos componentes fundamentales: femoral y tibial. La sustitución de la articulación femoropatelar constituye una variante cada vez más generalizada.

El componente femoral debe representar una cubierta para los cóndilos, siendo del menor grosor posible a fin de que su implantación no requiera resección del hueso y únicamente sustituya el cartílago y una pequeña capa de tejido óseo subyacente. El radio de curvatura debe seguir un trazado en espiral, (lo mismo que la articulación natural), que permita a la rodilla una amplia gama de flexión. De la misma manera los cóndilos protésicos han de ser inclinados en el plano frontal y tender a la convergencia superior, lo que contribuirá a la estabilidad anteroposterior.

El hecho de que ambos cóndilos se implanten separadamente o permanezcan unidos por una lengüeta transversal, es una característica que incide en la técnica de colocación y quedaba en principio al capricho de los diseñadores. Hoy sabemos de su repercusión mecánica.

Esta especie de cáscara de recubrimiento femoral llega en algunos modelos a constituir una pieza única con escasa similitud a la extremidad distal del fémur. En estos casos suele optarse por el sacrificio de los ligamentos cruzados, quedando la estabilidad confiada a los ligamentos laterales en el plano frontal y a la congruencia de las superficies protésicas en sentido anteroposterior.

También es posible dotar al implante de una prolongación anterior para el recubrimiento de la superficie del fémur que articula con la rótula.

El componente tibial tiene la forma de dos discos cóncavos unidos por un puente. De la misma forma que para el componente femoral la prótesis tibial puede constituir una pieza única o bien presentarse como dos plataformas o discos independientes. Ello influye en el posicionado del implante. Este elemento, con respecto al femoral, es más congruente en la parte anterior que en la posterior con el fin de favorecer la fle-

ción máxima. Conserva en sentido lateral cierta holgura que permite una pequeña gama de movimiento rotacional y varo-valgo.

La variante que presenta la sustitución de la superficie femoropatelar requiere un tercer componente para la cara posterior de la rótula, precisando un rebaje de la misma para su colocación a fin de no generar presiones excesivas.

La superficie que articula puede ser convexa y de alguna forma congruente con su oponente que está representada por la citada prolongación del componente femoral de superficie cóncava imitando a la articulación natural. No obstante y como anteriormente dijimos, la geometría del implante para la patela nos parece caprichosa y los estudios al respecto no son concluyentes. Sobre este punto habremos de insistir nuevamente al hablar de Técnicas, pero debe quedar claro que la concepción geométrica de una prótesis con preservación de ligamentos es perfectamente compatible con la sustitución de todas las superficies articulares.

2. Tamaño de la prótesis:

El problema de los tamaños surge en cuanto no hay similitud de una rodilla a otra, en base a una sola dimensión. En cambio si la hay considerando la concurrencia de determinados parámetros. Seedhom y cols. (22) realizan un estudio de las dimensiones de la rodilla para comprobar esta relación. Efectuaron mediciones en veinte rodillas de cadáveres. Se tomaron cincuenta radiografías masculinas y otras cincuenta femeninas, cogidas al azar entre individuos adultos con rodillas no patológicas en donde se hubo de realizar algunas correcciones. Se consideraron parámetros que eran valorables a través de mediciones directas con la articulación abierta.

Tales parámetros se aprecian en la figura 23.

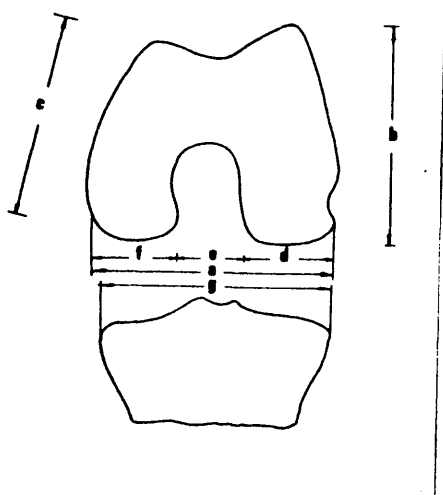


Figura 23.- Mediciones realizadas en rodillas de cadáveres, por rayos X (Seedhom).

Correspondiendo el b y c, a la proyección lateral y el a, d, e, f y g, a la proyección anteroposterior con la rodilla en semiflexión. Existe una similitud geométrica en la articulación de la rodilla según Seedhom.

Como resultado de los cálculos y tests sobre articulaciones de cadáveres se demostró que una prótesis se acopla a una rodilla si el tamaño de ésta no rebasa los 3 mm. de diferencia. Este margen era ampliable en las rodillas mayores.

Consecuencia de todo ello fue la elaboración de cuatro tamaños de prótesis con los que se cubre prácticamente toda la gama de casos probables de rodillas (Seedhom y cols.). Otros autores limitan sus posibilidades a dos tamaños, oscilando en general entre estas cifras el número de tamaños que se fabrican.

3. Pruebas experimentales:

Una vez ideado un modelo de prótesis de rodilla y conseguida su geometría es precisa la realización de pruebas en cadáveres.

Para disminuir el costo de investigación los estudios preliminares pueden realizarse sobre diseños elaborados con materiales fáciles de trabajar y de bajo precio como puede ser el acrílico. De esta forma conseguiremos datos acerca de la funcionalidad del modelo, arcos de movimiento, estabilidad del implante, fijación, etc.

Los estudios experimentales acerca de la tolerancia biológica se llevan a cabo en animales.

4. Elección de materiales:

La selección de materiales es un proceso complicado y sobre el que se ha establecido cierto consenso con arreglo a las disponibilidades actuales.

Hemos dedicado un capítulo a los diversos materiales que pueden ser utilizados en los implantes de rodilla, así como algunas de sus características y propiedades.

En una prótesis de deslizamiento no es recomendable desde el punto de vista de bioingeniería que ambos componentes sean de materiales similares. También se ha comprobado que el uso de dos metales diferentes dentro de un medio biológico supone un elevado elemento de corrosión.

Aunque las prótesis charnela utilizan metal-metal, la opción comunmente admitida para las artroprótesis con preserva

ción de ligamentos es la de combinar un polietileno de elevada densidad utilizado para el componente tibial, con un elemento femoral metálico, fabricado generalmente con una aleación de cromo-cobalto o acero inoxidable y más raramente el titanio.

El mismo principio se sigue en la sustitución femoropatelar. En este caso resulta preferible el polietileno para la superficie patelar.

5. Stress en la prótesis.

El stress viene determinado por la carga, la superficie de contacto y las propiedades mecánicas de los materiales utilizados.

Los trabajos de Morrison (20), nos aportan datos e información sobre la carga que actúa en la articulación de la rodilla. Estos datos, según se dijo anteriormente, fueron obtenidos en individuos sanos. Como quiera que nos referimos ahora a articulaciones enfermas con músculos disminuidos, es de esperar que dichos cálculos no sean rebasados.

La geometría de contacto para ciertos ángulos de flexión también ha sido estudiada por Seedhom (19). (Figura 24).

Parece preferible que el apoyo tenga lugar en una amplia superficie de contacto entre los dos componentes. De esta forma favorecemos la congruencia y la estabilidad en la articulación protésica. El coeficiente de desgaste resulta menor. Otros autores, como Buchholz, con miras fisiológicas, dotan al elemento tibial de una superficie plana. De esta forma el apoyo tiene lugar en un punto y el movimiento no se halla restringido.

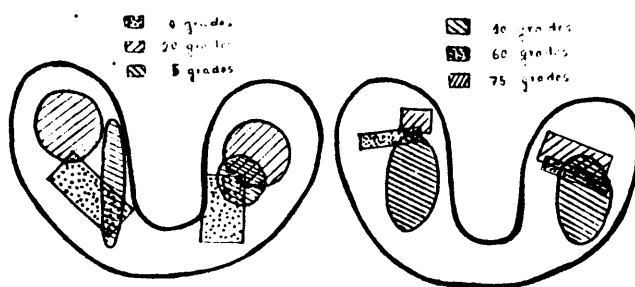


Figura 24.- Zonas de contacto según los ángulos de flexión (Seedhom).

6. Estimación de la vida protésica:

En el patrón de prótesis que combina en sus elementos metal y polietileno, el mayor desgaste ha de surgir lógicamente por parte del material más blando, es decir, el polímero. Se hace necesaria la estimación de este dato para calcular la vida de un implante y ajustarlo a unas condiciones normales de trabajo.

El volumen de material extraído del componente plástico de la prótesis, según Seedhom y cols. (22), depende de las propiedades de desgaste del plástico, la carga que actúa sobre la prótesis y la distancia de desplazamiento de un componente sobre el otro.

La relación entre estos parámetros la expresa Seedhom en la siguiente fórmula:

$$V = K \frac{PL}{P_m}, \text{ en donde:}$$

V = volumen de material extraído del componente protésico.

K = coeficiente no dimensional de desgaste.

P = carga que actúa sobre la prótesis.

P_m = esfuerzo constante de deformación del plástico.

L = distancia de desplazamiento de un componente sobre el otro.

Según los cálculos realizados el polietileno de elevada densidad posee excelentes propiedades de desgaste. (Ver capítulo de materiales).

La variación de la carga con la velocidad en la marcha, se calcula utilizando nuevamente los datos de Morrison, Dejando como base de estos cálculos al producto PL, lo que se hizo mediante una integración numérica. Así, considerando que el coeficiente de desgaste es K, el producto PL y P_m (determinado a partir de la fuerza o resistencia de los tests de materiales), el volumen de desgaste del componente plástico se calculó por ciclo de marcha. Para conocer después la reducción en el espesor del componente tibial por año, hay que tener en cuenta las actividades de marcha de los pacientes. Se utilizó un podómetro. Calculando para recorrer una distancia diaria de 3-4 Kms, se daban 6.000 pasos, es decir 3.000 ciclos de marcha. Sobre esta base la reducción de espesor del componente tibial de la prótesis sería de 1 mm. en veinte años. (Seedhom y cols.). Este mismo autor junto con Dowson y Wright, realizan en otro trabajo un estudio específico sobre el desgaste del polietileno en la articulación artificial de la rodilla y en cadera (26). Hay que decir que gran parte de la información y datos extraídos en relación a la sustitución protésica de cadera, pueden aplicarse a la rodilla. En este sentido debemos citar, por su utilidad, los trabajos de Charnley (27), Duff - Barclay y Spillman (28), Charnley, Kamangar y Longfield (29), Hessert (30), Ungethüm y Zenker (31), Walker y Gould (32) y Weightman, Rose

y Simon (33). Por último recordamos un estudio de interés sobre el desgaste de materiales en articulaciones artificiales realizado por Walker, Dowson, Longfield y Wright (34), que son comentados por Dowson y Swanson (1).

Los últimos autores, conceden gran interés al testado comparativo. También distinguen diferentes mecanismos de desgaste en atención a los materiales utilizados y al margen del tipo de diseño.

El desgaste "adhesivo" sucede cuando una partícula de material es arrancada de uno de los elementos deslizantes para quedar fijada a la superficie opuesta, desprendiéndose finalmente formando una partícula de desgaste. Es ésta la forma más habitual de desgaste entre los metales y menos corriente en la combinación metal-plástico. En este caso, el mecanismo más común se describe como "desgaste abrasivo". Ocurre aquí que el material más duro forma surcos en el más blando, dejando muescas y consecuentemente flujo plástico. Otros tipos de desgaste como el "erosivo" y "corrosivo" pueden no ser significativos en la articulación de la rodilla cuando la selección y el control de materiales es esmerado.

La mayoría de los investigadores han confirmado que el volumen de material extraído por el desgaste es directamente proporcional a la carga y a la distancia del desplazamiento, como apuntábamos anteriormente.

Dowson y Swanson señalan cuatro fases principales en la selección de materiales y en el testado de sus características de desgaste: 1ª) examen minucioso y selección inicial de los materiales, basándose en el conocimiento de sus propiedades mecánicas (ver capítulo de materiales); 2ª) estudios de laboratorio de las velocidades de desgaste bajo condiciones controladas; 3ª) testado de desgaste de los componentes protésicos en un simulador que reproduce las cargas y circunstancias ambien-

tales de la articulación; 4ª) medición in vivo de la velocidad de desgaste protésico.

Existen pocos dispositivos simuladores para la articulación de la rodilla, cuyas características son difíciles de reproducir in vivo.

En las prótesis metal-metal, un rasgo característico de las superficies desgastadas es la presencia de fisuras finas y orientadas al azar.

El mecanismo de desgaste para el polietileno sobre el acero es más sutil. La abrasión juega un importante papel cuando un material duro como el acero se desliza sobre otro más blando como es el polietileno. Pero, además, en esta combinación de materiales se forma una delgada "película de transferencia" del polietileno sobre el acero. Esta situación favorecería que la adhesión se sume a la proporción total del desgaste, según afirmación de Dowson, quien en esta combinación de materiales considera muy posible que al desgaste abrasivo y adhesivo se sume un desgaste adicional resultante de la fatiga.(1).

Como conclusión cabe decir que existen pocas limitaciones para las prótesis de rodilla basándose en problemas de resistencia. En un principio se concedió gran importancia a esta cuestión en atención a que la fractura de los componentes suele ser catastrófica.

El desgaste es un proceso muy insidioso que pone a prueba el funcionamiento y la fiabilidad del trabajo mecánico. Podemos considerar la duración útil de la sustitución total de la rodilla condicionada al desgaste de sus componentes.

Es pronto aún para hacer precisiones acerca de la vida de la articulación artificial de rodilla. Su desarrollo lleva una década de retraso en comparación a la cadera, pero tenien-

do en cuenta que los materiales utilizados son los mismos, parte de la información obtenida resulta equiparable. En este sentido resulta demostrativo constatar como los datos dados por Charnley sobre el desgaste del polietileno en su cúpula de cadera, son bastante similares a los obtenidos por Seedhom y cols. para la rodilla.

7. Métodos de fijación:

Debemos considerar materiales de fijación y métodos de anclaje.

Hasta ahora no se ha podido prescindir del cemento acrílico como medio de fijación. Las propiedades del metil-metacrilato han sido estudiadas en otro capítulo.

Existen múltiples estudios relativos a la tolerancia del cemento como cuerpo extraño (35). También respecto a su eficiencía como medio fijador. Pero tenemos pruebas de inconvenientes surgidos y recelos sobre problemas que pueden presentarse en el futuro.

Por ello son muy estimables los trabajos realizados por algunos autores como Mithelmayer, Lotto, Judet (36) etc. que utilizan cerámicas y metales de superficie porosa capaces de conseguir una buena fijación con el tejido óseo circundante. Habrá que superar la prueba del tiempo para poder obtener conclusiones válidas acerca de estos materiales. En cuanto a los métodos de anclaje, las prótesis de deslizamiento con preservación de ligamentos se hallan generalmente exentas de tallos intramedulares y suelen estar dotadas de tetones, con vistas a conseguir un posicionado sólido y un anclaje firme a través del metil-metacrilato cuando decidamos utilizar el mismo.

b. Problemática en el diseño de una prótesis a charnela.

Gran parte de los conceptos aplicados en el diseño de una prótesis con preservación de ligamentos, son comunes a las prótesis de charnela. Pero en este caso, existen ciertas peculiaridades de gran relevancia.

Contrariamente al grupo anterior, este tipo de implantes sustituye el complejo fisiologismo de la rodilla por un movimiento único de flexo-extensión alrededor de un bulón, que solidariza las piezas femoral y tibial. Esta condición impone no pocos problemas y los conflictos entre el implante y el hueso se traduzcan por aflojamientos y fracturas del material y del propio hueso. La estabilidad es confiada a tallos intramedulares largos.

Por estas razones, en el diseño de una prótesis de este tipo ha de establecerse con claridad la naturaleza de la carga y los stresses acaecidos en el hueso y en el material protésico. Este estudio requiere esquemas especiales de investigación.

1. Métodos de medición y efectos de las cargas:

Para determinar esta cuestión son diferentes los métodos utilizados. Como muestra sirven los patrones de trabajo seguidos por Röttger, Buchholz y Strickle (24). Estos autores, para localizar los puntos de mayor stress y las tensiones que debe soportar la prótesis, colocan extensímetros en las zonas más amenazadas de fractura. Como indicador puede utilizarse barniz de laca fisurable. Se aplican fuerzas progresivas sobre un hueso osteoporótico, hasta un límite permisible. Posteriormente estas mismas fuerzas y en las mismas condiciones se hacen incidir en la prótesis insertada en el hueso. Este montaje tiene el inconveniente de ignorar la influencia de los músculos y ligamentos.

Para determinar la fuerza o tensión en las transmisiones críticas, utilizan la interferometría holográfica, comparando por doble exposición los hologramas obtenidos de un modelo de hueso sometido a diferentes tipos de stress.

La medición de las cargas dinámicas cómpresivas, en flexión y torsionales puede efectuarse conjunta o aisladamente. El resultado del estudio efectuado por Röttger y cols. reveló, que para el fémur, la torsión es más peligrosa en dos veces que la flexión. Asimismo, se evidenciaron los pronunciamientos máximos de stress en las transiciones críticas, hecho que puede conducir a la fractura en estos puntos. Estos se sitúan en la prótesis insertada a nivel del 1/3 inferior del fémur, y más concretamente, en el vértice del tallo protésico.

Con el fin de absorber parte de estas sollicitaciones Buchholz y Röttger (24), concibieron la idea de dotar a la prótesis de un vástago femoral de polietileno de elevado peso molecular y con módulo de elasticidad parecido al hueso. La experiencia ha demostrado que este material no posee la suficiente solidez mecánica para asumir tal función en la forma en que se concibió el diseño y el modelo ha sido retirado. (Ver capítulo de complicaciones).

2. Estudio biomecánico de las prótesis totales a charnela:

Distinguimos dos conceptos: 1ª). Exigencia funcional que la presencia de la prótesis impone a la rodilla. 2ª) Exigencia funcional sobre la prótesis.

1ª) Exigencia funcional de la rodilla protésica.- Wagner, Burgois y Bayllon (25), por caminos paralelos a los seguidos por Maquet (37) en su estudio de la gonartrosis, calculan por un análisis vectorial, la fuerza que actúa sobre el bulón (R₄), las desarrolladas por el cuádriceps (Q) y el tendón rotu

liano (P_a). Por último en este análisis teórico, se determina la presión femoropatelar (R_5). (Figura 25). Se consideró el miembro inferior flexionado a 45° y 90° , con carga (P) de 100 kgrs. y apoyo en el suelo del antepie.

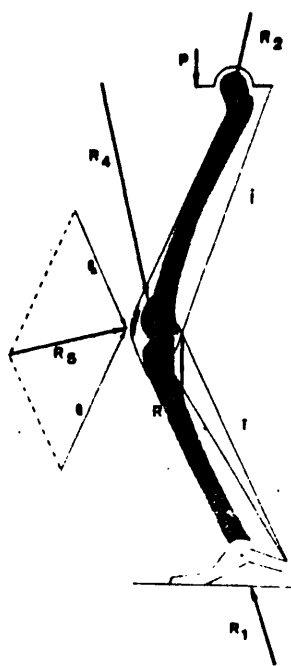


Figura 25.- Descomposición vectorial de las fuerzas que actúan sobre el miembro inferior protésico (Wagner).

Sobre la base de estos cálculos, estos autores establecen las siguientes conclusiones:

Las fuerzas que actúan sobre la rodilla protésica son muy superiores a las ejercidas en una articulación natural. Existían diferencias notables entre los diferentes modelos de prótesis.

Cuanto más alejado se sitúa el eje de la prótesis en relación al fisiológico de la rodilla, se requerirán mayores esfuerzos musculares. Hecho de gran trascendencia teniendo en cuenta la habitual atrofia muscular de las rodillas donde se indica una artroplastia.

La presión femoropatelar sufre un incremento notable, que se traduce a veces por un síndrome doloroso y que frecuentemente ha requerido una sustitución adicional de este compartimento.

2ª). Exigencia funcional de la charnela.- Teniendo en cuenta que en cualquier charnela se requiere la presencia de un bulón solidario de los componentes protésicos, esta pieza resulta fuertemente solicitada y el estudio de las cuestiones mecánicas que inciden sobre la misma se hace necesario.

Con respecto al bulón, cabe considerar: diámetro, roces del mismo, métodos de fijación y tope en la extensión.

Wagner y cols. (25) a través del estudio comparativo realizado sobre diversos tipos de charnelas, establecen las bases siguientes:

- Para una carga de 1.000 kgs. las deformaciones son vecinas y del orden de micrón. Como las imperfecciones de fabricación en la cara pulida del bulón son de este tipo, se considera suficiente la rigidez dada a los diferentes bulones.
- Para un bulón uniforme en su diámetro y perfectamente cilíndrico, se supone que la presión de contacto tiene lugar en la mitad inferior de su alojamiento.
- La presión de contacto es proporcional a la carga, e inversamente proporcional al radio. El material desgastado por usura es proporcional al producto de la carga y del radio.

- El diámetro del bulón debe ser capaz de impedir la flexión del mismo.
- Teniendo en cuenta que el acoplamiento ajustado exigiría grandes esfuerzos musculares, se hace deseable que exista cierto juego entre el bulón y su cuna. Pero en grado mínimo que no genere una usura anormal.
- El atornillado del bulón es diferente en los distintos modelos de prótesis. Es conveniente su bloqueo total que permita, por otra parte, su descerrajamiento en caso de complicación. El mecanismo debe ser lo más sencillo posible, no habiendo posibilidad de inclusión de cuerpos extraños metálicos en la articulación que comprometieran el desgaste del bulón.
- Los últimos modelos de charnela están provistos de un tope de silastic que limita la extensión. Ello es muy ventajoso porque el tope es amortiguador de la energía, lo que se traduce en una disminución de las solicitaciones dinámicas así como de la posibilidad de aflojamiento.

c) Estudio teórico del miembro inferior protésico.

En un principio existió controversia sobre la conveniencia o no de mantener el valgo en el miembro protésico. Actualmente podemos decir que esta medida es generalmente aceptada, y son muy escasos los autores que aún mantienen sus modelos en un diseño recto.

Wagner (25), ha demostrado las ventajas que supone el valguismo en un estudio sobre lo que este autor denomina momento de flexión. Este sufre un incremento de un 22% para el fémur y un 48% a 50% para la diáfisis tibial, cuando se suprime

el valgo. Esta situación comporta un aumento de las solicitudes.

De otra parte ocurre, que en la articulación natural, las fuerzas que actúan sobre la rodilla por el lado externo e interno no se hallan equilibradas y la resultante pasa por el centro siguiendo el eje mecánico. Si estas relaciones se mantienen en la rodilla protésica las condiciones no sufren variaciones y la resultante experimenta igual incidencia. Al suprimir el valgo, tiene lugar una traslación de la resultante hacia adentro y las tensiones sobre el bulón tendrán lugar de una forma asimétrica.

Diferentes autores han estudiado las deformaciones corticales experimentadas por el fémur y la tibia del miembro protésico con y sin valgo. Se ha podido comprobar como ciertas zonas corticales que normalmente y, en una articulación natural, son únicamente solicitadas en compresión, lo son también en tracción y torsión en presencia de la charnela. En ausencia del valgo estos valores son muy elevados y tienen lugar solicitaciones anormales.

Wagner en el trabajo a que hacemos referencia, afirma que las tensiones que engendran los machos en su anclaje diafisario, son desfavorables, dado que inciden sobre zonas normalmente poco solicitadas. Esto se traduce en fracturas óseas y dolores imprecisos. El alargamiento de los tallos puede contribuir a un aminoramiento de estas tensiones.

Por tanto, es fácil concluir, cómo resulta indispensable mantener el valgo fisiológico en la confección de una prótesis de rodilla.

BIBLIOGRAFIA.

1. DOWSON, D. and SWANSON: "Engineering considerations in total knee replacement". Com. Sympos. Prot. total. rod., Londres, 1974. Instn. Mech. Engrs., C206, 12, 1974.
2. OPPENHEIMER, B.S., OPPENHEIMER, E.T., DANISHEFSKY, I., STOUT, A.P., and EIRICH, F.R.: "Further studies of polimers as carcinogenic agents in animals". Cancer Research, 15, 333, 1955.
3. SWANSON, S.A.V., FREEMAN, M.A.R. and HEATH, J.C.: "Laboratory test on total joint rempazament prostheses". J. Bone. Joint Surg., 55B, 759, 1973.
4. CARTER, R.L. and ROE, F.J.C.: "Induccion of sarcomas in rats by solid and fragmented polyethylene: Experimental observations and clinicals implications". Brithish Journal of Cancer, 23, 401, 1969.
5. SHIERS, L.G.P.: "Artroplasty of the knee. Preliminary report of a new method". J. Bone. Joint Surg., 36B, 553, 1954.
6. WALDIUS, B.: "Arthroplasty of the knee with an endoprosthesis". Acta Chir. Scand., 113, 6, 1957.
7. YOUNG, H.H.: "Use of a hinged vitallium prosthesis for astthroplasty of the knee. A preliminary report". J. Bone Joint. Surg., 45A, 1627, 1963.
8. SWANSON, S.A.V., FREMAN, M.A.R.: "A new prothesis for the total replacement of the knee". Acta Orthop. Belg., 38, 55, 1972.
9. INSALL, J.N., RANAWAT, C.S., SCOTT, W.N., and WALKER, P.: "Total condilar knee replacement. Preliminary report". Clin. Orthop. 120, 142, 1976.

10. COVENTRY, M.B., FINERMAN, G.A., RILEY, L.H., UPSHAW, J.E.: "A new geometric knee for total knee arthroplasty". Clin. Orthop., 94, 171, 1973.
11. GUNSTON, F.H.: "Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement". J. Bone. Joint Surg., 53B, 272, 1971.
12. ENGELBRECHT, E., and ZIPPEL, J.: "The sledge prosthesis «model St. Georg»". Act. Orthop. Belg., 39, 203, 1973.
13. TRILLAT, A., DEJOUR, H., BOUSQUET, G. and GRAMMOUT, P.: "La prothese rotatoire du genou. Conception, realisation mecanique, resultats et indications (a propos des 50 premiers cas cliniques)". Rev. Chirurg. Orthop., 59, 513, 1973.
14. HERBERT, J.J., HERBERT, A.: "A new total knee prosthesis". Clin. Orthop., 94, 202, 1973.
15. ATTEMBOROUGH, C.C.: "Stabilised gliding total knee replacement". International congress of the knee. Rotterdam, sept. 1973. Amsterdam, Excerpta Medica, 228.
16. SHEEHAN, J.M.: "Arthroplasty of the knee". International congress of the knee. Rotterdam, sep. 1973. Amsterdam, Excerpta Medica, 296.
17. GROENEVELD, H.B.: "Combined femoro tibial patellar endoprosthesis of the knee joint preserving the ligaments". Acta Orthop. Belg., 39, 210, 1973.
18. MAC KEEVER, D.C.: "Patellar prosthesis". J. Bone. Joint Surg., 37A, 1074, 1955.

19. SEEDHOM, B.B., DOWSON, D., WRIGHT, V., and LONGTON, E.B.:
"A technique for the study of geometry and contact in normal and artificial knee joints". *Wear*, 20, 189, 1972.
20. MORRISON, J.B.: "The function of the knee joint in various activities". *Bio-Medical Engineering*, 4, 573, 1970.
21. MORRISON, J.B.: "The mechanics of the knee joint in relation to normal walking". *Journal of Biomechanics*, 3, 51, 1970.
22. SEEDHOM, B.B., LONGTON, E.B., DOWSON, D., and WRIGHT, V.:
"Biomechanics background in the design of a total replacement knee prosthesis". *Acta Orthop. Belg.*, 39, 164, 1973.
23. FÜRMAIER, A.: "Beitrag Zur mechanik der patellar und des kniegelenkes". *Archiv. für orthopädische und Unfall Chirurgie*, 46, 78, 1953.
24. RÖTTGER, J., BUCHHOLZ, H.W., and STRICKLE, E.: "Development and testing of an intracondilar total knee endoprosthesis with a femoral component made of polyethylene". *Com. Sympos. prot. Total. Rod., Londres, 1974. Instn. Mech. Engrs.*, C216, 74, 1974.
25. WAGNER, J., BOURGOIS, R., BAILLON, J.M., et HALLEUX, P.:
"Etude biomecanique des protheses totales a charniere du genou". *Acta Orthop. Belg.*, 39, 217, 1973.
26. SEEDHOM, B.B., DOWSON, D. and WRIGHT, V.: "Wear of solid phase formed high density polyethylene in relation to the life of artificial hips and knees". *Wear*, 24, 35, 1973.
27. CHARNLEY, J.: "Factors in the design of an artificial hips joints". *Proceedings, Institution of mechanical Engineers*, 181, 3J, 104, 1967.

28. DUFF - BARCLAY, I. and SPILLMAN, D.T.: "Total hips joint protheses a laboratory study of friccion and wear". Proceedings. Institution of Mechanical Engineers. 181, 3J, 90, 1967.
29. CHARNELY, J., KAMANGAR, A. and LONGFIELD, M.D.: "The optimum size of prothetic heads in relation to the wear of plastics in total replcement of the hip.". Medical and Biological Engineering, 7, 31, 1969.
30. HESSERT, G.R.: "Oberflächenuntersuchungen an der McKee - Farrar - Hüfteudo - prothese". Archiv. Für Orthopädische und Unfall - Chirurgie, 70 (1), 1, 1971.
31. UNGETHÜM, M., and ZENKER, H.: "Abrieb und oberflächenuntersuchung bei einer Totalendoprothese pach McKee - Farrar". Archiv. Für Orthopädische und Unfall-Chirurgie, 76 (3), 212, 1973.
32. WALKER, P.S. and GOULD, B.: "Comparison of the bearing performance of normal and artificial human joints". A.S.M.E., 72, 11, 1972.
33. WEIGHTMAN, B.O., PAUL, I.L., ROSE, R.M., SIMON, S.R. and RADIN, E.L.: "Lubrication mechanism of hip joint replacement prostheses". Journal of Lubrication Technology. A.S.M.E., 94, 134, 1972.
34. WALKER, P.S., DOWSON, D., LONGFIELD, M.D. and WRIGHT, V.: "Friction and wear of artificial joint materials". Proceedings, Institution of Mechanical Engineers, 181 (35), 133, 1967.
35. ORDÓÑEZ, J.M.: "Estudio experimental y clínico del uso del cemento en cirugia de los platillos tibiales". Tesis de Licenciatura. Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid, 1977.

36. JUDET, R., HONNART, F.L., JUDET, TH.: Prothesi de genou sans ciment. Analyse des 27 premiers cas". Act. Chirurg. Orthop. L'hospital Raymond-Poincare XIII, 77, Edit. Masson. Paris, 1976.
37. MAQUET, P., PELZER, G., DE LAMOTTE, F.: "La sollicitation mecanique du genou durante la marche". Acta Orthop. Belg., 41, Suppl. 1, 1975.

100

MATERIALES UTILIZADOS EN LOS IMPLANTES DE RODILLA.

A. GENERALIDADES.

La inserción de un implante que permanecerá en el cuerpo humano durante el resto de la vida del paciente, o en otro caso durante un período prolongado de tiempo, requiere esmerados cuidados de selección.

Las exigencias impuestas surgen tanto desde el punto de vista biológico como mecánico. En el primer aspecto es importante destacar que los materiales con que están fabricadas las prótesis implantables deberán ser compatibles con el organismo, no ser tóxicos y resistir el ataque de los fluidos orgánicos, teniendo en cuenta que la corrosión es un factor que debilita la resistencia e incrementa las posibilidades de intolerancia y rotura.

Desde el punto de vista mecánico estos materiales deben ser resistentes y capaces de tolerar la exigencia funcional impuesta por el tono muscular y las sollicitaciones biomecánicas.

Desde que en 1890, Gluck utilizara el marfil para una prótesis de rodilla, han sido muchos los materiales empleados en el diseño de este tipo de implantes. Sin embargo hasta el advenimiento del vitalio y acero inoxidable no se han conseguido resultados brillantes. Pasamos por alto los intentos que a lo largo de cincuenta años se han ido sucediendo, casi siempre sancionados por el fracaso y de cuya existencia y utilidad solamente quedan el capítulo dedicado a la historia de las artroplastias. Nos ocupamos ahora de las posibilidades y problemática que en el momento actual nos ofrecen los materiales de fabricación.

Según J. Pavon (1) en un implante deben considerarse desde un punto de vista genérico cuatro cuestiones fundamentales:

1). Tiempo de permanencia en el organismo.- Generalmente en el tipo de implantes que nos ocupa, éste es definitivo y sólo se hace transitorio en caso de complicación o intolerancia que motiven su extracción o sustitución.

2). Función.- En los implantes de rodilla, ésta no puede ser otra que el reemplazo articular. En casos especiales (generalmente tumores), cuando se ha verificado una gran resección, puede existir la necesidad de sustituir una porción metafisaria adyacente. En este caso la función del implante será mixta, esto es: de sostén y reemplazamiento articular.

3). Problemas técnicos de construcción.- Debemos tener en cuenta: a) Tipo de material y garantías de su tolerancia orgánica. (Debe haber sido comprobado experimentalmente); b) Economía de su fabricación y c) Resistencia que permita un fácil diseño.

4). Dificultades técnicas para su inserción.- Previamente, cualquier diseño debe ser fabricado en un material fácil de manejar y económico (acrílico) y experimentado en el cadáver. Una vez realizado el diseño y elegido el material para su fabricación, este último debe ser sometido a complicados procedimientos como pueden ser los de fundición, forjado, trabajo en frío, tratamiento térmico, pulido y pruebas de resistencia. La detección de fallos puede hacerse por examen con rayos X, impregnación de lacas, luz ultravioleta, ultrasonido, etc.

La prótesis de rodilla ha de soportar las sollicitaciones que experimenta esta articulación de carga sin romperse, al tiempo de permitir la gama de movimiento. Es exigible una duración adecuada para el implante. El desgaste debe ser mínimo, y éste, en forma de deshecho ha de resultar atóxico.

B. CONSIDERACIONES MECANICAS.

La rodilla es posiblemente dentro del organismo humano, la articulación más afectada por el soporte de la carga. Los materiales empleados en los diseños de sustitución han de poseer probadas propiedades mecánicas respecto a la resistencia, a la tracción y compresión, módulo elástico y ductilidad junto con dureza.

Si ambos componentes se hacen completamente de metal, como ocurre en la mayoría de las prótesis a charnela, desde el punto de vista mecánico no existirán dificultades, pero las consecuencias tribológicas pueden ser importantes. En condiciones de desplazamiento dos metales similares generan una elevada fricción y desgaste. Este efecto indeseable se verá aminorado cuando se utilizan dos metales duros.

La resistencia a la carga y a la fatiga podríamos considerarlas como superadas con los metales actualmente a nuestro alcance.

Los metales que han hallado más aplicación son el acero inoxidable, las aleaciones de cobalto-cromo y en menor extensión, el titanio.

En los últimos años, los éxitos de las combinaciones de material metal-plástico han conducido al empleo en gran escala de uno de los metales antes citados, en asociación con polietileno de ultra elevado peso molecular. Este polímero posee excelentes propiedades tribológicas y aunque sus características mecánicas son superiores a los del acero, su uso tiene lugar con seguridad cuando el diseño y la conjunción de los componentes es correcto.

Otros polímeros, e incluso cerámicas, se han utilizado en otras articulaciones pero su experimentación clínica no ha tenido lugar en la rodilla por el momento.

Antes de describir las diferentes posibilidades y combinaciones que pueden llevarse a cabo con estos materiales veanse las características mecánicas de los mismos en una tabla tomada de Dowson (2).

PROPIEDADES MECANICAS TÍPICAS DE LOS MATERIALES PROTESICOS

PROPIEDAD	M A T E R I A L				
	Polietileno de ultra elevado peso molecular	Acero inoxidable laminado en frío	acero dulce	Aleación de cromo cobalto	Titanio forjado
Módulo de elasticidad	GN/m ² 0,6-1,0	200	200	200	110
Límite elastico	GN/m ² 0,023	0,77	0,25	0,49	0,8-1,0
Resistencia a la tracción	GN/m ² 0,028	1,0	0,62	0,7	0,9-1,1

Tabla 2

C. MATERIALES

a. Materiales no metálicos.

Varios materiales no metálicos han sido aplicados clínicamente en reemplazamientos articulares, son:

1) Politetrafluoretileno (PTFE). Se conoce bajo el nombre de teflón. Ha sido utilizado como componente acetabular en la cadera, pero su aplicación se ha reducido como consecuencia de

sus desfavorables propiedades al uso y desgaste, desprendiendo partículas que producen reacciones de tipo granulomatoso (Charnley 1970), que corrobora Freeman (4).

2) Poliformaldehído (conocido como acetal), utilizado en pequeña escala en la cadera, posee buenas propiedades antidesgaste, pero su tolerancia biológica no es aceptada con plena confianza.

3) Polietileno. Usado inicialmente por Charnley desde 1962 como componente acetabular, su uso ha sido generalizado haciéndose extensivo a otro tipo de prótesis. Comercialmente se conoce como RCH 1000 C, siendo manufacturado por Ruhrchemie AG. (4).

Es un polietileno de alta densidad con peso específico por encima de 0,935 y hasta 0,965. Posee un alto peso molecular ($3,5-4 \times 10^6$). Es compacto, sin agujeros, no asocia materiales extraños ni productos residuales de catálisis.

El polietileno de alta densidad designado también en algunos trabajos como HDP (siglas inglesas) (Freeman, 4), ha sido empleado experimentalmente, y posteriormente generalizado en la práctica clínica. Su uso se hace habitualmente asociado a otros metales como el acero inoxidable y el cromo-cobalto. En la práctica apenas es utilizado en exclusiva, esto es, en los dos componentes protésicos. Esta precaución puede guardar relación con su baja conductividad térmica. En algún caso de prótesis isoelástica, fabricada únicamente de polietileno, sobrevinieron roturas de material por falta de resistencia. (V. complicaciones). Un interesante artículo sobre el futuro del polietileno ha sido publicado por Black (30).

4) Elastómeros de silicona. Compuestos obtenidos por la unión de cadenas de polisiloxano. Utilizado primero en aplicaciones industriales por Dow Corning en USA y más tarde registra

do comercialmente por esta firma como SILASTIC. Son químicamente inertes, no se alteran por las variaciones del pH, resultan estables al frío y al calor y son elásticos, pero mecánicamente resistentes.

Tras rigurosos controles de fabricación ha sido demostrada la tolerancia biológica en pruebas experimentales (Speirs, 1963). Swanson (1966) fue el primer autor en utilizar este material en reemplazamientos articulares, entre ellos la rodilla (5). Numerosos autores han aplicado con posterioridad las siliconas en cirugía reconstructiva, como Bader (6), Roberts (7), Helal (8). Un trabajo de Campbell (9), recoge los resultados obtenidos y las aplicaciones dadas a este material en cirugía de la mano especialmente, pues su uso se ha enfocado más concretamente hacia operaciones rectoras y reemplazamientos de articulaciones sin carga.

b. Materiales metálicos.

1) Acero inoxidable.- Si bien existen precedentes de 1913, es en 1926 cuando Beng Strauss, de la fábrica Krupp en Alemania, presentó el acero inoxidable 18-8-S.Mo, aleación de hierro-cromo-níquel-molibdeno.

Aunque es posible encontrar gran variedad de aceros inoxidables sólo deben considerarse aquellos compuestos de aproximadamente un 70% de hierro gamma (austenita), 18% de cromo y 8% de níquel (J. Pavón. 1).

El molibdeno mejora su tolerancia a los halógenos. El cromo le da resistencia a la corrosión. El níquel le hace maleable y facilita su manejo. El agregado de pequeñas cantidades de tungsteno, vanadio, titanio y circonio, mejoran sus propiedades aumentando su resistencia a la corrosión.

El acero para implantación conocido en Inglaterra como E.N.58J. y en USA como AISI 316, corresponde al 18-8-S.Mo. Sus ventajas residen en la facilidad de ser trabajado en fundición y forjado, así como su bajo costo (1).

Como inconvenientes pueden citarse la necesidad de su exquisito acabado y pulido (lo que encarece el costo por otra parte). En superficies móviles aumenta la fricción y consecuentemente la corrosión y la fatiga (véase más adelante en el apartado de Posibilidades).

2) Aleaciones cobálticas.-En 1929 los laboratorios Austenal de Nueva York, iniciaron la aleación de cobalto-cromo-mo_{libdeno} y la patentaron con el nombre de Vitalium. Su uso en clínica tiene lugar por primera vez en 1936, en osteosíntesis.

En ortopedia se utilizan dos aleaciones cobálticas: cromo-cobalto-molibdeno y cobalto-cromo-niquel-tungsteno.

Gran parte de los implantes articulares de rodilla llevan algún componente fabricado con la primera aleación.

El cobalto-cromo-molibdeno se conoce con los nombres comerciales de Vitallium, Vinertia y Protasul.

A causa de su dureza es difícil su manufactura y requiere el fundido previo para dar la forma definitiva.

Sus ventajas son: resistencia a la corrosión, posee gran dureza y no requiere excesivo pulido. Como inconvenientes hay que tener en cuenta su alto costo y su dificultad para ser trabajado como consecuencia de su dureza.

A la segunda aleación de cobalto-cromo-niquel-tungsteno se le conoce comercialmente como Neutrillium. Contiene además un 3% de hierro y 2% de manganeso.

Posee las mismas ventajas e inconvenientes del cobalto-cromo-molibdeno pero es fácilmente forjado o estampado y se puede utilizar fundido si es necesario. (Pavón, 1).

3) Titanio.- Su elasticidad es la mas aproximada a la del hueso. Es facil de trabajar, resiste a la corrosión, pero menos a las exigencias mecánicas que el acero inoxidable y las aleaciones cobálticas. Requiere rigurosas pruebas de detección de fallos (como las citadas al principio del capítulo en Generalidades). Puede utilizarse puro o asociado a pequeñas cantidades de aluminio o vanadio (conocido comercialmente como IMI Titanium 318).

Recientemente se está utilizando titanio poroso con el objeto de que el hueso penetre en los poros, asegurando el anclaje del implante y prescindiendo así del cemento como medio de fijación.

De las prótesis en metal poroso hablaremos en el capítulo de Técnicas fundamentales. Para este tipo de implantes se ha utilizado un metal compuesto de austenita porosa o estilita revestida de bolas en forma de material madreporico, similar al utilizado por Lord en la cadera (10). En estos casos se permite una fijación sólida con el tejido óseo circundante.

D. POSIBILIDADES DE COMBINACION DE LOS MATERIALES.

Considerando más de un componente en la prótesis, tres alternativas son teóricamente posibles: que ambos sean de metal, que lo sea uno sólo o que los dos sean de materiales no metálicos.

Ni el titanio ni el acero inoxidable deben asociarse en un solo implante, por lo que en las prótesis monometal únicamente debe usarse, según Freeman (4), el cromo-cobalto con cromo-cobalto.

En la práctica de sustituciones articulares, tres combinaciones de materiales han sido utilizados: cromo-cobalto con cromo-cobalto, polietileno de alta densidad con cromo-cobalto y polietileno de alta densidad con acero inoxidable.

Metal-polietileno es preferido a cromo cobalto con cromo-cobalto a causa de que su índice de fricción y riesgo de movilización son menores. Con ello cabe esperar menos incidencia de complicaciones.

El polietileno-aleación de titanio es una posibilidad teórica y ha sido utilizada clínicamente en estudios pilotos.

Trabajos llevados a cabo por los autores de laboratorio, indican que el polietileno aguanta mal el uso cuando se articula consigo mismo. Posteriormente lo ha confirmado la clínica). Este resultado quizás esté en relación con su baja conductividad térmica (Freeman, 4).

Los metales porosos no han sido aún utilizados en combinación. La escasa experiencia que se posee en este sentido está referida a contados diseños con los dos bloques fabricados en el mismo material. En estas ocasiones, tenemos la impresión que se ha prestado más atención a la penetración del hueso colindante en las rugosidades de la prótesis, consiguiendo su fijación, que a las particularidades mecánicas derivadas del desgaste entre las superficies de fricción.

Se trabaja intensamente con las cerámicas, que han sido utilizadas clínicamente en los reemplazamientos de cadera. En el momento actual, que sepamos, estos estudios no han permitido

un diseño para la rodilla. Autores como Mithelmayer trabajan en este sentido.

E. BIOCOMPATIBILIDAD.

Se considera que un material es biocompatible cuando el mismo o sus productos de desintegración no resultan nocivos para el organismo.

El advenimiento de los implantes para reemplazamientos articulares, con superficies móviles en contacto, capaces de originar material de desgaste, ha inducido a incrementar la investigación en la tolerancia de los materiales reducidos a polvo.

El tipo de reacción orgánica puede ser local y general y se estudia experimentalmente en diferentes animales de laboratorio.

En el plano local, las características anatomopatológicas de la membrana formada alrededor del implante, nos aporta datos valiosos acerca de su tolerancia. Se evaluarán: espesor, características de las células, reacción inflamatoria, necrosis tisular, etc.

Aunque no pueden ser trasladados los datos obtenidos de una especie a otra, si podemos aceptar que existe un mínimo de biocompatibilidad para los materiales experimentados previamente. En este caso, el organismo acepta el implante sin una exagerada reacción a cuerpo extraño. La acción electrolítica desencadenada por el medio ambiente biológico puede perturbar las propiedades físicas del implante. También las deficiencias circulatorias creadas engendran diferentes tensiones de oxígeno generando diferencias de potencial.

La compatibilidad o tolerancia, es, según Pavón, mayor cuando el implante reúne las siguientes características:

1. Ha sido fabricado con un material inerte.
2. Posee un acabado esmerado.
3. Es de un diseño simple.
4. El anclaje al hueso queda asegurado.
5. Posee un mínimo de piezas móviles.
6. La técnica quirúrgica de implantación es poco traumática.
7. Se realiza buena hemostasia operatoria.

Conviene hacer dos consideraciones especiales:

a. Riesgo de carcinogenesis.

Swanson y cols. (11) han demostrado que la prótesis compuesta únicamente de cromo-cobalto, cuando se articulaba bajo peso en un simulador de laboratorio, liberaba partículas de desgaste que eran carcinogénicas en la rata. No se detectaron partículas cuando uno de los componentes era de polietileno, lo que está por demostrar.

Este resultado obtenido en el laboratorio no puede hacer se extensivo a la clínica y no deja de ser una remota posibilidad, como lo demuestra la experiencia obtenida con las prótesis de Mc Kee-Farrar en la cadera durante más de diez años. (4).

El efecto carcinogénico en los plásticos también ha sido detectado en roedores en condiciones especiales.

Existen motivos para pensar que, de una forma general, sustancias plásticas como el dacron, polietileno o teflón, sean potencialmente carcinogénicas. Esta propiedad puede también guardar relación con la configuración del implante y no solo con la química de sus materiales de construcción. De hecho,



ta complicación parece prácticamente nula cuando se ha experimentado con aquellos materiales de forma de polvo. (Nothdurft y Oppenheimer, 12 y 13).

Es una opinión compartida por diferentes investigadores la influencia que la cápsula alrededor del implante, tendría en la posibilidad de carcinogénesis, puesto que los tumores pueden surgir de la pared de la cápsula. Resulta tranquilizador en este sentido que el polietileno raramente llegue a encapsularse, especialmente cuando está en forma de polvo. Solamente en un trabajo de Carter y Roe (14) comprobaron la presencia de tumores inducidos por polietileno fragmentado en la rata. Cleland, en comunicación personal (1974). (cita de Freeman, 4), presentó dos casos de pacientes tratados con plumbaje extrapleural de teflón y esferas huecas de polietileno, en quienes se presentó un tumor. Pero queda claro en las experiencias de estos autores, que el polietileno no estaba en forma de polvo y las partículas desprendidas que han sido encontradas alrededor de las prótesis no se parecen al material de Carter y Roe (14).

En resumen, en atención a estos trabajos y a los del propio Freeman (4) se puede afirmar que la combinación de polietileno-metal es preferible a la de cobalto-cromo-cobalto, en forma de mono, porque las partículas producidas en este último han resultado carcinogénicas en ratas (no se ha comprobado en la clínica). En cambio este mismo efecto no ha podido ser demostrado para el polietileno en las mismas circunstancias.

b. Sensibilidad tisular.

Coleman y cols. (15) demostraron clínicamente los hallazgos experimentales de Swanson, y vieron como en presencia de una prótesis de cromo-cobalto se elevan los niveles de estos minerales en sangre y orina. Esto no ocurría cuando en la prótesis uno de los componentes es de polietileno. De otra parte

Evans y cols. (16), han demostrado recientemente que algunos pacientes son sensibles al cromo, al níquel y al cobalto. Estos últimos autores encontraron nueve casos de despegamiento protésico en relación con sensibilidad al metal en pacientes con prótesis monometal, frente a dos casos donde el cromo-cobalto se asociaba al polietileno. Freeman (4), habla de otro enfermo con sensibilidad demostrada al níquel. Parece ser que en estos casos, localmente se produce la obliteración de los vasos neoformados alrededor de la prótesis y que producen osteonecrosis con despegamiento del implante.

La sensibilidad tisular puede ponerse en evidencia mediante test convencionales por contactos realizados en la piel con los elementos individuales.

Freeman (4) deduce que cantidades significativas de elementos metálicos son liberados en los casos de prótesis con ambos componentes de cromo cobalto, en tanto estas cantidades son mínimas cuando uno de estos componentes es de polietileno de alta densidad. Por ello resulta preferible asociar en el diseño este material para articular con el metal, bien sea cromo-cobalto o acero inoxidable. Parece que aunque ambos elementos son capaces de liberar partículas capaces de sensibilizar al paciente, la liberación es menor en el caso del cromo-cobalto.

En favor de este metal, para ser utilizado como implante frente al acero inoxidable, se puede argumentar además, su mayor resistencia a la corrosión. Los componentes del cromo-cobalto están hechos de fundición, lo que abarata el costo.

Resumiendo, en el momento actual, resulta preferible que el diseño de las prótesis de rodilla se realice combinando el polietileno de alta densidad con el metal, bien sea cromo-cobalto o acero inoxidable. Si bien puede haber algunas diferencias de matiz en favor de la aleación de cromo-cobalto.

F. CEMENTO OSEO COMO MEDIO DE FIJACION DE LA PROTESIS.

Pensamos que en el futuro será posible implantar la prótesis sin necesidad de utilizar cemento como medio de fijación.

Las prótesis cefámicas son autoimplantables. Pero ya hemos dicho que en el momento actual aun no hay un modelo válido para la rodilla.

El metal poroso está siendo ultimamente utilizado. Esperamos que algunos autores, especialmente franceses, puedan darnos próximamente una información de su experiencia, aún escasa en evolución y casuística (10).

Algunos autores como Freeman, dotan recientemente a sus modelos de una configuración que permite que uno de los componentes protésicos sea anclado sin precisar de ningún medio de fijación.

A pesar de todo, por el momento y en términos generales, se hace preciso el concurso del cemento óseo (metil-metacrilato) para asegurar el posicionado de la prótesis.

a. Propiedades y características del polimetil-metacrilato.

Se trata de un cuerpo sólido moldeable antes de su endurecimiento y que se obtiene por la unión de un polímero con su propio monómero.

El polímero se presenta en forma de polvo. Está compuesto de metil-metacrilato con metilacrilato como copolímero, además de peróxido de dibenzol que actúa como catalizador.

El monómero se presenta en forma de líquido a base de metilmetacrilato con dimetil-p-toluidina (iniciador de la reac-

ción de polimerización). Como estabilizador e inhibidor actúa la hidroquinona.

El porcentaje de los componentes es variable según las diferentes marcas comerciales, quienes agregan a sus productos un distintivo, además de un contraste radiológico como el sulfato de bario, dióxido de circonio, etc.

Aproximadamente se mezclan dos partes de polvo y una de líquido, teniendo lugar una reacción que se denomina de polimerización, dando lugar a una pasta que en principio es moldeable hasta llegar a endurecerse previo proceso exotérmico, formando un cuerpo de consistencia muy dura y con aspecto similar al cemento. Antes de su endurecimiento, el polimetilmetacrilato penetra a presión en las anfractuosidades y rugosidades del hueso y la prótesis, permitiendo la fijación firme de ésta en aquel.

Aunque la aparición del cemento data de principios de siglo y su aplicación tiene lugar para diferentes usos, especialmente y de una manera inicial por los dentistas, fue Charnley a partir de 1960 quien lo utiliza en la fijación de su implante de cadera. Este tipo de aplicación adquiere rápida difusión.

Las características químicas del polimetilmetacrilato, además de las reseñadas, son: insensibilidad a la luz, aceleración con el calor y enlentecimiento por el frío del proceso de polimerización. Es atacado por los ácidos y alcalis fuertes. Resulta soluble a la acetona y algunos esteres e hidrocarburos.

Los nombres comerciales con que se distribuye en nuestro país son: Palacos, (y variedades), CMW y Simplex, entre otros. La firma Promed Internacional Inc. M.E. Muller, fabrica además algunos instrumentos afines como una jeringa para su inyección, cuya práctica está poco difundida.

Muchos trabajos se han dedicado a la reacción histológica del hueso en contacto con el cemento. Debemos resaltar entre ellos los aportados por Charnley (17, 18, 19 y 20), Crawford (21), Willart (22), etc. El autor de esta tesis, también en 1976 realiza un estudio experimental sobre la reacción del hueso y el cartílago articular ante la presencia del metilmetacrilato (23). Aparte de la reacción de esclerosis (no siempre constante), las alteraciones de tipo histológico no parecen revestir interés que contraindiquen el uso de este medio de fijación.

No se ha podido constatar efecto carcinogénico por el metilmetacrilato en la clínica, aunque su riesgo potencial no puede ser descartado.

Su incidencia en los trastornos cardiocirculatorios será analizada en el capítulo dedicado a Complicaciones.

b. Cemento óseo asociado con antibióticos.

La liberación de un monómero residual desde el Palacos endurecido fue la razón que indujo a Buchholz (24) para investigar si un antibiótico mezclado al cemento podría difundirse al exterior durante un período prolongado de tiempo. Este objetivo se fundamentó en el deseo de combatir los efectos de la más terrible complicación de una endoprótesis, la infección. De esta forma se consigue que el antibiótico se libere lentamente y actúe a nivel local y de forma que pequeñas concentraciones del mismo resultan efectivas. Parecen obvios los inconvenientes, incomodidades y riesgos que representa la necesidad de utilizar altas dosis de antibióticos para mantener un nivel de concentración hemático con garantías de efectividad.

El cemento mezclado con antibióticos puede ser usado de una forma rutinaria con efecto profiláctico. También en dosis

más altas en recambios protésicos por infección. Esta operación solamente se ha hecho factible merced a dicha posibilidad.

Este fenómeno puede ser explicado por la absorción en el cemento y la desorción (liberación) desde el metilmetacrilato.

Estudios bacteriológicos (24) con penicilina, mostraron, que penicilina G mezclada con una dosis normal de Palacos, tenía un efecto bactericida después de seis meses. Investigaciones cuantitativas con aritromicina y gentamicina, revelaron el mismo efecto.

Buchholz, Wahlig y Engelbrecht, pioneros de estos estudios, seleccionan la gentamicina por su estabilidad a la acción química, ser termoestable, hidrosoluble y propensa a la difusión a partir del plástico (25).

Cualquier antibiótico con estas características es tributario en principio de asociarse con el cemento. La gentamicina resulta muy eficaz por poseer un amplio espectro de acción, que incluye a Gram-positivos y negativos, y especialmente a un grupo de gérmenes que son actualmente problema en el ambiente hospitalario, como son: Pseudomona, Klebsiella, Aerobacter, E. Coli y Proteus. De la acción bactericida de este antibiótico dan testimonio los trabajos de Auwarter, Bakker y Wahlig (26, 27 y 28). Hay que contar también entre las características favorables de la gentamicina, su escaso índice de alergenidad, que queda registrada en los estudios de Braum y Schutz (29). Wahlig realiza sus estudios "in vitro" con resultados posteriormente confirmados "in vivo". Según este autor, la cantidad de antibiótico liberada, es particularmente dependiente de la forma y tamaño de los especímenes utilizados en el test, de la concentración de gentamicina en el Palacos, de la cantidad de líquido de disolución y del tiempo de contacto (25). En los tres primeros días se produce una liberación aguda. In vivo se supone que la liberación es mayor favorecida por la corriente sanguínea, afectando en principio a las capas más superficiales.

La gentamicina se desprende en una forma microbiológicamente activa, que en los trabajos iniciales fue comprobada durante setenta semanas. Posteriormente existen datos que hacen suponer que su acción se prolonga hasta casi dos años.

Estos estudios fueron realizados por Buchholz y colaboradores utilizando el cemento Palacos, debiendo esperar que existan ligeras variaciones con respecto a otros cementos.

El hecho de que haya una proporcionalidad directa entre el área de superficie y el grado de liberación antibiótica, ha inducido el uso del cemento en forma de bolitas, como medio de relleno de cavidades óseas en el tratamiento de osteomielitis.

Existen preparados que se expenden en el mercado con la mezcla realizada en origen, como el Palacos R. Refobacin, que combina la gentamicina con este tipo de cemento. En casos de recambio por infección protésica, se debe asociar el antibiótico idóneo que nos indique el estudio bacteriológico previo, si bien, no todos los antibióticos resultan apropiados y solamente pueden ser utilizados aquellos que reúnan las características ya comentadas, como la termoestabilidad. En principio y siempre que sea posible, debe preferirse la gentamicina, eritromicina y ampicilina, con resultados avalados por una amplia experiencia clínica.

Buchholz, expone un estudio clínico sobre 1.115 pacientes operados de endoprótesis de cadera en donde se confirmaron los resultados obtenidos in vitro. En este grupo de pacientes, sólo se desarrolló una infección profunda del acetábulo.

En el momento actual los porcentajes de infección creemos pueden reducirse notablemente con este procedimiento, que ha permitido enfocar con un mayor optimismo el porvenir de la cirugía endoprotésica.

BIBLIOGRAFIA.

1. PAVON, S.J.: "Implantes metálicos en Ortopedia y Traumatología". Edit. Med. Panamericana, Buenos Aires, 1975.
2. DOWSON, D., SWANSON, S.A.V.: "Engineering considerations in total knee replacement". Inst. Mech. Engrs., C206, 12, 1974.
3. CHARNLEY, J.: "Total hip replacement by low-friction arthroplasty". Clin. Orthop., 72, 7, 1970.
4. FREEMAN, M.A.R.: "General considerations in the design of protheses for the total replacement of joints". Recent advances in orthopaedics, (Ed. B. Mc Kibbin). Edit. Churchill Livingstone, 93, Edimburg-London-New York, 1975.
5. SWANSON, A.B.: "Low modulus force - dampering materials for knee joint protheses". Act. Orthop. Belg., 39, 116, 1973.
6. BADER, K.F., SETH, G. and CURTIN, J.N.: "Silicone pulleys and underlays in tendon surgery". J. Pl. and Reconstructive Surgery, 41, 157, 1968.
7. ROBERTS, A.C.: "Silicones and their application as implant materials". Biomedical Engineering, 2, 156, 1967.
8. HELAL, B.: "The use of silicone rubbers spaces in flexor tendon surgery". The Hand, 5, 85, 1973.
9. CAMPBELL REID, D.A.: "Silicones in hand surgery". Recent advances in orthopaedics, (Ed. B. Mc Kibbin), Edit. Churchill Livingstone, 128, Edimburg-London-New York, 1975.
10. KENESI, C.: "La protese «Caviar»". S.O.F.C.O.T. Reunion annuelle, nov. 1978. Rev. Chir. Orthop., Suppl. II, 65, 40, 1979.

11. SWANSON, S.A.V., FREEMAN, M.A.D., HEAT, L.C.C.: "Laboratory test on total joint replacement prostheses". J. Bone. Joint Surg., 55B, 759, 1973.
12. NOTHDURFT, H.: "Über die Sarkomauslösung durch Fremdkörperimplantationen bei Ratten in Abhängigkeit von der Form der Implantate". Naturwissenschaften, 42, 106, 1955.
13. OPPENHEIMER, B.S., OPPENHEIMER, E.T., STOUT, A.P., DANISHEFSKY, I. and WILLHITE, M.: "Studies of the mechanism of carcinogenesis by plastic films". Acta Unio internationalis contra cancerum, 15, 659, 1959.
14. CARTER, R.L., and ROE, F.J.C.: "Induction of sarcomas in rats by solids and fragmented polyethylene: experimental observations and clinical implications". Brit. J. Cancer, 23, 401, 1969.
15. COLEMAN, R.F., HARRINGTON, J. and SCALES, J.T.: "Concentration of wear products in hair, blood and urine after total hip replacement". British Medical Journal, i, 527, 1973.
16. EVANS, E.M., FREEMAN, M.A.R., MILLER, A.J. and VERNON-ROBERTS, B.: "Metal sensitivity as a cause of bone necrosis and loosening of the prosthesis in total joint replacement". J. Bone. Joint Surg., 56B, 626, 1974.
17. CHARNLEY, J.: "The reaction of bone to self-curing acrylic cement". J. Bone. Joint Surg. 52B, 340, 1970.
18. CHARNLEY, J.: "A biomechanical analysis of the use of cement to anchor the femoral head prosthesis". J. Bone. Joint Surg, 47B, 354, 1965.

19. CHARNLEY, J.: "Bonding of prosthesis to bone by cement". J. Bone. Joint Surg., 45B, 518, 1964.
20. CHARNLEY, J.: "The long-term reaction of bone to self-curing acrylic cement". J. Bone. Joint Surg., 50B, 822, 1968.
21. CHAWFORD, W.J.: "Histology of bone in contact with self-curing acrylic cement". J. Bone. Joint Surg., 50B, 228, 1974.
22. WILLERT, H.G.: "Reaction of bone to metacrylate after hip arthroplasty". J. Bone. Joint Surg., 56A, 1368, 1974.
23. ORDÓÑEZ, J.M.: "Estudio experimental y clínico del uso del cemento óseo en la cirugía de los platillos tibiales". Tesis de Licenciatura. Fac. de Med., Univ. Comp., Madrid, 1976.
24. BUCHHOLZ, H.W. and Engelbrecht, H.: "On the sustained-release of some antibiotics when mixed with polyacrylic resin". Chirurg, 4, 511, 1970.
25. WAHLIG, H., HAMEISTER, W. and GRIEBEN, A.: "The release of gentamicin from polymethyl metacrylate". Langenbecks Arch. Chir., 331, 1, 1972.
26. AUWÄRTER, W. and NAUMANN, P.: "Untersuchungen in vitro zur antibakteriellen Aktivität von Gentamycin". Arzneimittelforsch, 18, 1115, 1968.
27. BAKKER, A.J. and MICHEL, M.F.: "In vitro activity of gentamycin against common pathogenic bacteria". Chemotherapy, 15, 129, 1970.

28. WAHLIG, H., and BUCHHOLZ, H.W.: "Experimentelle und klinische Untersuchungen zur freisetzung von gentamycin aus einem knochen-zement". Chirug, 43, 441, 1972.
29. BRAUM, W., and SCHÜTZ, R.: "Beitrag zur gentamycin-allergie". Hautarzt, 20, 108, 1969.
30. BLACK, J.: "The future of polyethylene". J. Bone. Joint Surg., 60B, 303, 1978.

123

INDICACIONES

La artroprótesis está concebida para restablecer la función de forma indolora. Teóricamente la indicación de la prótesis de rodilla es extensible a aquellas afecciones de esta articulación que de forma crónica han conducido al paciente a una situación de incapacidad dolorosa. En la práctica este planteamiento requiere un análisis más profundo. Para ello tenemos en cuenta el estado de la articulación, el estado general del paciente, riesgo de infección y etiología.

a. Estado de la articulación.

La situación anatómica de la rodilla y el grado de su patología, condicionan además de la indicación de artroprótesis el tipo de la misma.

Por principio y antes de recurrir a la cirugía endoprotésica deben considerarse otros métodos quirúrgicos más conservadores tales como la sinovectomía, osteotomía, etc.

De otra parte una prótesis ideal, capaz de resolver cualquier situación, no existe. Debemos conocer las características técnicas de los modelos existentes, sus ventajas y limitaciones y referirlos a cada paciente según el estado de su articulación. Es deseable que el cirujano se familiarice con dos o tres técnicas capaces de cubrir la gama de posibilidades y permitir que el implante utilizado resulte efectivo en función del grado de patología articular.

Además de las prótesis parciales con aplicaciones actualmente muy restringidas, disponemos de tres tipos esenciales de artroplastias que hemos convenido en denominar de deslizamiento, de charnela y rotacionales. Todas ellas ofrecen características muy definidas. Sus indicaciones en función del estado articular se basan en un mínimo de condiciones ideales. Estas son:

Prótesis de deslizamiento:

- 1). Movilidad conservada hasta 80°
- 2). Ligamentos laterales y cruzados (eventualmente), suficientes
- 3). Varo o valgo no superior a 20°
- 4). Deformidad en flexo que no exceda de 20°
- 5). Rótula móvil
- 6). Patología uni o bicondilar.

Estos requisitos son menester aplicarlos en todo su rigor en las artroplastias de deslizamiento que se presentan en módulos de pequeño tamaño. Los implantes de diseño más geométrico, formados por dos piezas, que por su congruencia consiguen autoestabilidad, poseen mayores aplicaciones y pueden ser utilizados, como más adelante veremos, en casos con deformidades importantes.

Prótesis de charnela:

- 1). Grandes inestabilidades articulares con subluxación
- 2). Graves destrucciones articulares
- 3). Varo o valgo superior a 20°
- 4). Contractura en flexo superior a 20°
- 5). Aparato extensor conservado.

Prótesis rotacionales:

Este grupo de implantes ha nacido a instancias de requerimientos biomecánicos, al permitir el tercer grado de movimiento en rotación. Al estar dotados de tallos intramedulares poseen en su mayoría aplicaciones muy próximas a las prótesis de charnela.

En general, las indicaciones de las prótesis de deslizamiento acaban donde empieza la utilidad de las charnelas, cuyo campo cada vez parece más restringido con la irrupción de las prótesis rotacionales, con características biomecánicas más sugestivas.

La aplicación uni o bicondilar de las prótesis de deslizamiento es una alternativa interesante, especialmente en casos de gonartrosis donde resulta posible corregir pequeños grados de varo o valgo. También, este grupo de implantes, ofrece salida más fácil en caso de complicaciones o intolerancias, lo que unido a su mayor fisiologismo las hace más sugestivas en aquellos casos de pacientes más jóvenes.

Existe aún escasa experiencia con las prótesis rotacionales. Evidentemente han absorbido gran parte de las indicaciones de las prótesis de charnela cuyo uso resulta cada vez más reducido, debiendo limitarse a operaciones de rescate o de aquellos pacientes donde es preciso corregir graves deformidades. Esta reserva debe alcanzar también a rodillas sometidas a escasas exigencias funcionales.

b. Estado general del paciente.

La edad es factor que conviene siempre valorar. No es deseable practicar la artroplastia en pacientes demasiado jóvenes de no ser por una justificada razón. La edad media que reflejan las estadísticas oscila de 60 a 65 años. Pacientes muy ancianos pueden ser malos candidatos si esperamos de ellos buena colaboración, que resulta imprescindible para la recuperación funcional.

Médicamente las afecciones cardiovasculares, nefropatías, etc., pueden constituir una contraindicación para una

operación relativamente shockante como es ésta. Los accidentes tromboembólicos no son infrecuentes (ver complicaciones), en el postoperatorio. El riesgo de hipotensiones o sufrimiento miocárdico derivado de la cementación puede preverse con el uso de prótesis no cementadas.

Antes de sentar la indicación de artroplastia conviene valorar el enfermo en conjunto y realizar un balance articular completo. En un enfermo poliartrítico hemos de tener en cuenta la capacidad de sus manos y codos para utilizar los bastones.

Por último, no podemos ignorar la situación laboral del paciente. Es esta una operación que proporciona confort y autonomía, pero que evidentemente restringe la capacidad funcional, que sufre limitaciones e impide en muchos casos realizar una actividad laboral normal.

c) Riesgo de infección.

Este peligro aumenta cuando se decide realizar esta intervención en pacientes con antecedentes de problemas de cicatrización o bien donde se han realizado repetidas punciones articulares como es el caso de pacientes artríticos a quienes se les han practicado infiltraciones de corticoesteroides.

Una artritis aguda en evolución es una contraindicación formal de artroprótesis. En cambio los casos de secuela por el riesgo de una recaída preocupan menos, actualmente, después de los trabajos de Buchholz (1), mediante el uso del cemento asociado a los antibióticos (ver capítulo de materiales), y que permiten realizar este tipo de cirugía en muchos casos que hasta ahora se consideraban proscritos.

El recambio protésico por una complicación séptica se practica en la Endoklinik de Hamburgo de una manera habitual

con buenos resultados (ver complicaciones), y aunque este proceder no es compartido por todos los autores, existen razones fundadas para considerar que esta pauta amplía el abanico de las indicaciones.

d) Etiología.

Aunque la inmensa mayoría de reemplazamientos articulares se realizan en artritis reumatoidea y gonartrosis, las indicaciones son múltiples. La implantación protésica suele realizarse aislada, pero otras veces se combina con otras operaciones como sinovectomías, plastias ligamentosas, osteotomías, capsulotomías, transposición del tendón rotuliano, etc.

Las afecciones donde ha tenido lugar esta intervención están reflejadas en las tablas 3 y 4 (5, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15) y son las siguientes:

1. Artritis reumatoidea. Constituye posiblemente la indicación "princeps". La localización poliarticular de esta enfermedad y su carácter progresivo aconsejan la cirugía sustitutiva. De otra parte operaciones como las osteotomías ofrecen aquí escasa utilidad, dadas las características etiológicas y evolutivas de la afección. La indicación protésica, salvo en su fase inicial donde es útil la sinovectomía, se halla pronto indicada. Los resultados son enormemente alentadores, por lo que autores como Waldius (2), Marmor (3), Debeyre, Gunston, Freeman y Swanson, consideran la artritis reumatoidea como una indicación selectiva.
2. Gonartrosis. Constituye la segunda indicación importante, si bien aquí, solo se recurrirá a la endoprótesis en fases muy avanzadas del proceso degenerativo con profunda erosión del cartílago, desviaciones en varo o valgo y subluxación.

AUTOR	AÑO	ARTRITIS REUMATOIDE	GONARTROSIS	SECUELA TRAUMÁTICA	ARTROPATIA METABOLICA	TOTAL
JONES Y COLS.	1967	49	16			65
PLATT - PEPLER	1969	54	8			62
YEOMAN	1971	59	3			62
POTTER Y COLS.	1972	99	19	1	2	121
MC INTOSH - HUNTER	1972	89	41			130
KAY - MARTINS	1972	44				44
TURNER Y COLS.	1972	68				68
HASTINGS - HEWITSON	1973	50				50
SBARBARO (prót.tibial)	1973	193	307			500
PRUNER - STRONG	1973	11	22	7		40
NAVES	1973		20			20
RANAWAT Y COLS.	1973					42

TABLA 3

AUTOR	Año	Artritis reumatoide	Conar-trosis	Artro- grafía neu- rótica	Secuelas fractura artro- cular	Neu- rasias	Esmil- litis anillo- sante	Artro- grafía física	Secuelas postoar- tritis	Fractura recien- te plato tibial	Artrodesis fractura anillo- sante	Macro- sía	Cota	Otro- nosis	TOTAL
VOING	1963	10	3	1	1	-	-	-	2	-	2	-	-	-	19
KATAYAMA Y MAEZAWA	1968	1	-	-	2	14	-	-	-	-	-	-	-	-	17
DUPARC Y COLS.	1972	7	28	-	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	39
SHIERS	1973	42	89	2	2	-	3	-	-	-	2	-	-	-	140
NALDIUS	1973	161	41	2	-	-	1	-	1	-	-	-	-	-	206
ILANIEL JONES	1973	88	21	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	109
LAFRANCE, LETOURNEL	1973	16	31	-	-	-	1	-	-	-	-	-	-	-	52
DEBEYRE Y COLS.	1973	28	18	3	-	-	-	1	-	-	-	-	-	-	51
GUEPAR	1973	40	67	2	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	112
TRILLAT	1973	16	32	1	1	-	-	-	1	-	-	-	-	-	51
RAIN	1973	72	26	-	-	-	-	2	-	-	-	-	-	-	100
ARDEN	1973	138	47	-	1	-	-	-	1	-	-	-	-	-	187
JACKSON	1973	58	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	58
GUNSTON	1973	39	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	43
COVENTRY Y COLS.	1973	103	128	2	24	-	-	-	-	-	-	1	-	-	258
BRYAN Y COLS.	1973	56	22	1	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	83
RAMANT Y SHINE	1973	20	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	22
WALSH Y COLS.	1973	6	11	-	8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	25
MARFOR	1973	27	11	-	1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	39
FREMAN Y SWANSON	1973	54	14	-	-	-	-	1	-	-	-	-	-	-	69
INSALL	1976	106	87	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	193
SPOLNICK Y COLS.	1976	342	193	1	25	4	-	-	-	-	-	1	1	-	567
LASKIN	1976	31	58	-	-	-	-	-	3	-	-	-	-	-	89
ENGELBRECHT Y COLS.	1976	314	460	-	75	1	-	-	Displasia	24	7	-	-	-	883
ATTENBOROUGH	1978	126	119	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	215
EWALD Y COLS.	1978	115	52	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	167
SITHAN	1978	127	27	-	-	-	-	-	1	-	-	-	1	1	157
CAVENDISH	1978	44	18	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	62
LETTIN Y COLS.	1978	31	65	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	96

TABLA 4

Entonces se considera que el proceso evolutivo ha desbordado las indicaciones de la osteotomía, que sigue siendo de enorme utilidad en esta afección, como ha demostrado el propio Freeman y cols. (4) en un trabajo comparativo.

Numerosos autores (Shiers, Lagrange, Letournell, Duparc, grupo "Guepar", Trillat, Coventry, Engelbrecht), consideran la gonartrosis una importante indicación.

3. Artropatía neurógena (tabes, siringomielia). En esta afección ha sido efectuada la artroprótesis de rodilla por Young (1 caso), Lagrange y Letournell (1 caso), Debeyre y cols. (3 casos), Trillat (1 caso), Waldius (2 casos), Shiers (2 casos), Guepar (2 casos), Coventry y cols. (2 casos), Bryan y cols. (1 caso), con resultados no siempre satisfactorios, según Gandolfi y Pegreff (5). Nosotros utilizamos una prótesis Shiers en una rodilla neuropática con mal resultado por fractura de tibia, que obligó a retirar la prótesis y practicar una artrodesis. (6)

A causa de la ataxia y analgesia la prótesis se ve excesivamente solicitada, facilitando su movimiento y la rotura del hueso, por este motivo la mayor parte de los cirujanos rehusan esta indicación.

4. Secuelas de fractura articular con consolidación viciosa. Estos cuadros que suelen cursar con dolor y gran limitación funcional, son buen terreno para la endoprótesis. Tal tipo de intervención ha sido efectuado por Duparc y cols., Katayama y Maezawa, Shiers, Guepar, Young, Trillat, Coventry, Engelbrecht, Marmor, etc., con buenos resultados. De igual manera ha sido esta la impresión obtenida por nosotros (ver capítulo experiencia personal).
5. Neoplasias de cóndilos femoral y tibial (tumor de mieloplasias, condroblastoma, condrosarcoma, etc.). La utilidad de

la endoprótesis en estos casos ha sido principalmente sostenida por Katayama y Maezawa con una experiencia personal de 14 pacientes operados.

6. El reemplazamiento de rodilla ha sido también indicado en casos aislados de espondilitis anquilosante (Waldius, Shiers, Lagrange y Letournell), y de artropatía psoriásica (Debeyre y cols. y Freeman y Swanson).

Otras afecciones que han sido objeto de artroplastia de rodilla son la artritis úrica y ocrónosis (15).

7. Finalmente se puede indicar la prótesis de rodilla como operación de rescate en pacientes portadores de prótesis complicadas o intoleradas, realizando entonces un recambio. Asimismo, y en situaciones muy especiales, puede intentarse el rescate en casos de artrodesis fallidas. Es ésta una indicación de excepción, habiendo de cerciorarse de la presencia y potencial funcionalidad del aparato extensor, cuya contribución resulta obviamente imprescindible para el juego de la prótesis.

CONTRAINDICACIONES.

Resulta difícil en este momento establecer este punto con alguna precisión. Debemos tener en cuenta que este tema se halla sometido a constante revisión. Algunas causas que constituían objeto de contraindicación hace unos años, hoy no lo son.

Motivos de abstención son, lógicamente, la ausencia de algunas de las condiciones exigidas para su indicación.

Desde el punto de vista local se aceptan como contraindicaciones por la mayoría de los autores, las siguientes:

- 1). Presencia de infección aguda.
- 2). Mal estado de la piel.
- 3). Incapacidad del aparato extensor.

Para muchos cirujanos la anquilosis y la rodilla neuropática (a tenor de los mediocres resultados obtenidos), no son tributarias de esta técnica.

Desde una perspectiva global y tal como se ha señalado anteriormente, sólo pueden ser objeto de artroplastia de rodilla, aquellos pacientes cuyo estado general permita una operación de esta naturaleza.

Otros condicionamientos quedan recogidos en el cuadro de indicaciones y han sido considerados por este motivo.

BIBLIOGRAFIA.

1. BUCHHOLZ, H.W., ENGELBRECHT, H.: "On the sustained - release of some antibiotics when wited with palacos resin". Chirug 4/511, 15, 1970.
2. WALDIUS, B.: "Arthroplasty of the knee using a hinged vitalium prosthesis". Acta Orthop. Belg., 39, 245, 1973.
3. MARMOR, L.: "Surgery of the rheumatoid knee". J. Bone. Joint Surg. 55A, 535, 1973.
4. FREEMAN, M.A.R., BARGREN, J. and MILLER, J.: "A comparison of osteotomy and joint replacement in the surgical treatment of the arthritic knee". Archiv. Orthopadische. Unfall - Chirurgie, 88, 7, 1977

5. GANDOLFI, M., PEGREFFI, P.: "Artroprotesi di ginocchio". Aulo Gaggi Editore, Bologna, 1975.
6. ORDÓÑEZ, J.M.: "Prótesis de rodilla". Com. pers., VI Simposio Internacional de Mapfre. Madrid, Noviembre 1979.
7. INSALL, J.N., RANAWAT, C.S., AGLIETI, P., SHINE, J.: "A comparision of four models of total knee replacement protheses". J. Bone. Joint Surg., 58A, 754, 1976.
8. ENGERBRECHT, A., SIEGEL, A., RÖTTGER, J., BUCHHOLZ, H.V.: "Statistics of total knee replacement, design St. Georg". Clin. Orthop., 120, 54, 1976.
9. LASKIN, R.S.: "Modular total knee - replacement arthroplasty". J. Bone. Joint Surg., 58A, 766, 1976.
10. SKOLNICK, M.D., BRYAN, R.S., PETERSON, L.F.A., COMBS, J.J., ILSTRUP, D.M.: "Polycentric total knee arthroplasty". J. Bone. Joint Surg., 58A, 743, 1976.
11. CAVENDISH, M.E.: "The Loverpool Mark II knee replacement". J. Bone. Joint Surg., 60B, 315, 1978.
12. ATTENBOROUGH, C.C.: "The Attenborough total knee replacement". J. Bone. Joint Surg. 60B, 320, 1978.
13. EWALD, F.C., THOMAS, W.H., POSS, R., SCOTT, R.D., SLEDGE, C.B., (Robert B. Brigham Hospital): "Duopatella total knee arthroplasty in rheumatoid arthritis". Orthop. Trans., 2, 202, 1978.
14. LETTIN, A.W.T., DELISS, L.J., BLACKBURNE, J.S., SCALES, J.T.: "The Stanmore hingel knee arthropasty". J. Bone. Joint Surg., 60B, 327, 1978.

15. SHEEHAN, J.M.: "Arthroplasty of the knee". J. Bone. Joint Surg., 60B, 333, 1978.

TECNICAS FUNDAMENTALES.

Premisa.

Una descripción detallada de las técnicas que existen o han sido practicadas sobre artroprótesis de rodilla resultaría muy difícil y compleja. El arsenal terapéutico se ha visto invadido en los últimos años por un sinnúmero de modelos en número superior a noventa. Algunos de ellos, carentes de originalidad o escasos de experimentación clínica, por lo que a su aparición sucedió un rápido fracaso. Muchos cirujanos se han creído en el deber de crear su propio modelo con menoscabo del clima de moderación que debería imperar en esta cuestión. No obstante, sorprende gratamente el esfuerzo de los autores que se han afanado en superar las dificultades técnicas que entraña el reemplazamiento de la rodilla.

Vamos a referirnos, únicamente, a un número determinado de técnicas, que en nuestra opinión resultan interesantes por su difusión o casuística. Además de los modernos diseños con ambiciosas exigencias biomecánicas, hemos de tener en cuenta algunos implantes, que si bien perdieron actualidad, constituyen una valiosa experiencia que ha servido de base en la manufactura de modelos más perfeccionados.

La prótesis de rodilla puede dividirse a grandes rasgos en implantes parciales y totales. Consideramos del primer grupo los implantes que sustituyen un solo par articular, bien sea femoral, tibial o patelar. En el segundo grupo, de prótesis totales, diferenciamos tres generaciones siguiendo un orden de aparición. En una primera etapa llegan las prótesis de bisagra o charnela, seguidas de las llamadas de deslizamiento. Cierra por el momento este capítulo un grupo de implantes que vamos a denominar rotacionales. Todos ellos ofrecen características técnicas muy definidas.

A. PROTESIS PARCIALES EN LA ARTICULACION FEMOROTIBIAL.

Sustituyen únicamente una superficie articular. Aunque se han conseguido aceptables resultados, la experiencia ha demostrado que resulta preferible el reemplazamiento de ambas caras articulares. Razones biomecánicas, de estabilidad y desgaste constituyen base suficiente para esta conclusión. Por ello se ha relegado este grupo de implantes al capítulo de la historia en su mayoría, si bien en casos muy selectivos pueden y deben aún gozar de cierta vigencia.

Según Gandolfi y Pegreff (1) las ventajas de este tipo de artroplastia son:

- 1). Aplicación y técnica simple, poco traumatizante y que conserva estructuras de la rodilla.
- 2). Resección mínima con posibilidad de recurrir a otro tipo de cirugía en caso de complicaciones, (prótesis totales, etc.).
- 3). La sustitución de un solo cóndilo femoral o plato tibial no altera la compleja fisiología de la rodilla y por tanto no induce a particulares solicitaciones mecánicas.

La desventaja fundamental estriba en que el cartilago opuesto a la superficie metálica soporta solicitaciones anormales de presión y fricción que pueden dar lugar, primero, a alteraciones microscópicas, que aboquen luego a una sintomatología álgica con progresiva limitación funcional y signos anemoradiográficos de movilización de la prótesis.

Las condiciones para su implantación son:

- 1). Fallo de terapia conservadora.
- 2). Dolor espontáneo.
- 3). Movilidad conservada de 80° - 90°.
- 4). Deformidad en flexión por debajo de 20°.
- 5). Ligamentos laterales y cruzados indemnes.
- 6). Rótula móvil.
- 7). Varo o valgo menor de 15° a 20°.

Se consideran las siguientes contraindicaciones:

- 1). Osteoartritis con riesgo de supuración.
- 2). Inestabilidad con subluxación de la tibia sobre el fémur.
- 3). Varo o valgo con inestabilidad de ligamentos cruzados.
- 4). Insuficiencia del aparato extensor.
- 5). Intensa osteoporosis.
- 6). Degeneración femoropatelar (excepto en caso de sustitución de esta articulación).
- 7). Anquilosis preoperatoria.
- 8). Fractura reciente.
- 9). Neuroartropatía.

Existen prótesis para el cóndilo femoral, para el plato tibial y prótesis para la patela.

a. Artroprótesis femoral.

Resumen de su evolución.- Generalmente, se trata de implantes metálicos que tratan de imitar la morfología de los cóndilos femorales. (Ver capítulo de historia). Primeramente Campbell (2) realiza el recubrimiento de los cóndilos femorales, en 1940, sustituyéndolos por vitalio en dos pacientes. Intentos posteriores son realizados por Smith - Pethersen (1942); Delitala (3) en Bolonia, (1947); Cabitza (1950), Ro-

cher (4), (1952); Tran Ngoc Ninh (1953). Jones (5) y Smith y Pethersen dotan a su prótesis de un tallo endomedular. Posteriormente, la prótesis es modificada por Ausfranc y cols, hasta cristalizar en la prótesis MGH (Massachusetts General Hospital).

Modelos más recientes son los de Lunceford (Fig. 26) y Sbarbaro (6), (Fig. 27).

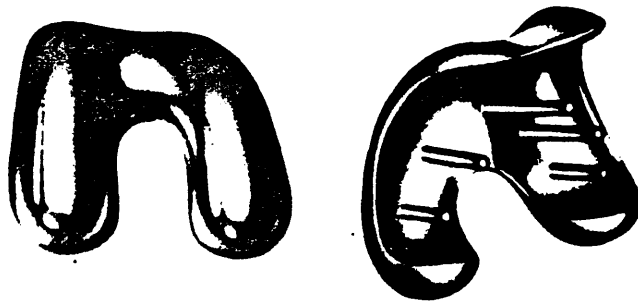


Figura 26.- Prótesis de Lunceford.



Figura 27.- Prótesis de Sbarbaro.

Técnica quirúrgica.- Normalmente incisión parapatelar int. (Platt utiliza curvilínea transversa). Se realiza capsulotomía y sinovectomía. Tras exponer la extremidad distal del fémur se remueve el cartilago articular alterado de los cóndilos para recibir la prótesis (Fig. 28). Se puede asociar meniscectomía, pateloplastia o patelectomía y más raramente modelación del platillo tibial, dependiendo de la etiología de la afección y la situación articular.

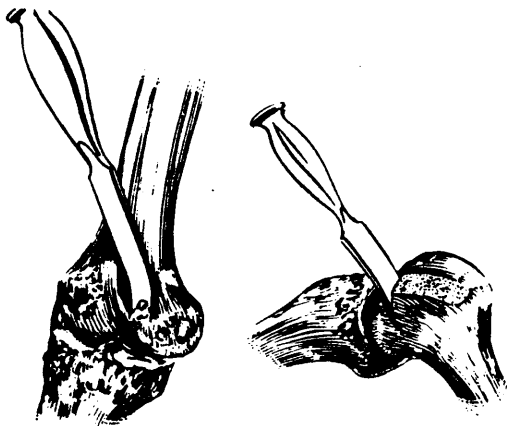


Figura 28.- Detalle de técnica (Sbarbaro).

Las complicaciones son, en su mayoría, imputables a errores de técnica, y comunmente consisten en:

- 1). Movilidad de la prótesis.
- 2). Subluxación de la cabeza articular.
- 3). Hipo o hipercorrección de la deformidad.
- 4). Inestabilidad articular.

b. Artroprótesis tibial.

Resumen de su evolución (Ver capítulo de historia).- Sus orígenes se atribuyen a Burman que utiliza platos tibiales de vitalio en dos rodillas tabéticas. Mac Keever (7), en 1950, dota a su modelo de aletas para su anclaje. Una casuística interesante es aportada por Elliot en 1960.

En 1956 Mc Intosh (8) elabora su plato tibial en vitalio, con distintos espesores para el plato medial y lateral, con posibilidades de corrección de pequeños grados de varo y valgo (Fig. 29). Sbarbaro (9) presenta una prótesis con una lámina en su cara inferior para mantener la orientación.

Swanson (10) utiliza para proteger el tejido óseo una capa de material de "silastic", elastómero monómero de silicona, que se interpone entre la prótesis y el hueso.

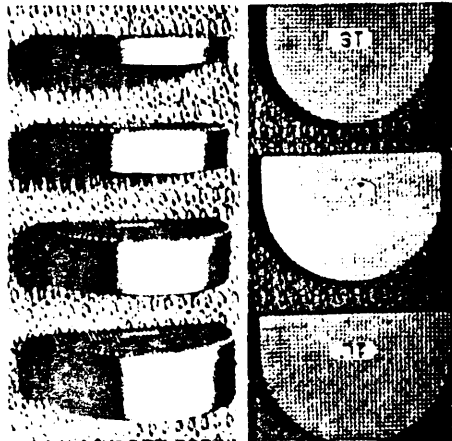


Figura 29.- Plato tibial de Mc Intosh.

Mac Connel (11) en 1968 describe y aplica una prótesis tibial con posibilidades también de corregir desviaciones varo-valgo, publicando una estadística de 58 casos con resultados satisfactorios.

Técnica quirúrgica.- Incisión pararrotuliana interna o externa. Apertura de la capsula, sinovectomía y meniscectomía. Se trabaja el tejido óseo para preparar el lecho de la prótesis según el modelo. En la prótesis de Mac Intosh se modela el lecho que debe ser perfectamente horizontal y perpendicular al eje de la tibia. El borde rectilíneo medial de la prótesis debe constituir un ángulo de 10° con el plano sagital medial. Su borde convexo no debe exceder el nivel de la tibia. La prótesis debe apoyar en el tejido subcondral (Fig. 30).



Figura 30.- Detalle de técnica quirúrgica de Mc Intosh.

La prótesis de Mc Keever se coloca con la rodilla flexionada, debiendo tallar un lecho con sierra oscilante para el apoyo de la lámina en "T" de anclaje.

La prótesis Sbarbaro, de características morfológicas similares a los modelos de Mc Intosh y Mc Keever, posee una técnica de implantación parecida. Mediante una resección ósea escasa se prepara el lecho que permite al implante quedar encastrado.

Colocada la prótesis se sutura la cápsula, dejando un drenaje durante 48 horas y al séptimo día se inicia la rehabilitación activa.

Como complicaciones se citan:

- 1). Movilidad de la prótesis (generalmente motivada por error en la cantidad de resección o conflicto biológico entre el implante y el hueso).
- 2). Subluxación externa de la tibia (por error en la oblicuidad del plato tibial resecado).
- 3). Rotura del ligamento colateral (por excesiva sollicitación en varo o valgo).
- 4). Fractura de las espinas tibiales.
- 5). Hundimiento del plato tibial por el impacto de la prótesis cuando existe osteoporosis. Contingencia que muchos autores han solucionado con una capa de cemento (1).

Además de los fallos inherentes a la prótesis, existen las complicaciones propias de este tipo de cirugía, tales como problemas cutáneos por dehiscencias, seromas, supuraciones, tromboflebitis, paresia de c.p.e., etc., que se analizan en el capítulo general de complicaciones. De todas ellas, las registradas con más frecuencia han sido las infecciones postoperatorias, la parálisis del ciático, la movilidad y la dislocación de la prótesis.

Resultados.- Aparecen poco concordantes entre las varias estadísticas. En general, el porcentaje de buenos resultados oscilan entre el 60 y el 90%. (Mc Keever 97%, Mc Intosh 95%, Platt 71%, Sbarbaro 76%) (1).

La mejoría del dolor ha sido más notoria en los casos de artritis reumatoide.

En la artrosis, el dolor, la movilidad y estabilidad son mejorados, especialmente en los casos de alteraciones degenerativas localizadas.

Las indicaciones de la operación resulta preferible orientarlas a la artritis reumatoide por la gravedad del cuadro clínico e intensidad del dolor. En cambio, en las artrosis con cuadro clínico más liviano y alteraciones asociadas de ejes, puede resultar preferible realizar otro tipo de cirugía como las osteotomías.

En general, los resultados mejoraron con la experiencia (Mc Intosh) en base a una técnica más perfeccionada. Al tiempo se restringieron las indicaciones limitándolas a los casos más leves, dejando para las prótesis totales afecciones con mayor deterioro articular.

COMENTARIO SOBRE PROTESIS PARCIALES FEMORALES Y TIBIALES.

Las prótesis parciales surgen de un deseo por aliviar el dolor, conservando la función, en pacientes reumáticos cuya situación rebasaba las indicaciones de otro tipo de cirugía más conservadora.

A los fracasos iniciales sucedió una oleada de euforia, apoyada en notables éxitos a los que contribuye una mejora de los materiales.

No obstante, la sustitución de una sola superficie articular lleva consigo un desequilibrio de las presiones, suponiendo una sobrecarga para la superficie del cartilago oponente. Ello se traduce en aflojamientos, alteraciones de la estabilidad, rechazos y en algunos casos subluxaciones. De estas complicaciones toman buena nota los autores de diseños en el sentido de introducir modificaciones. Algunos cirujanos combinan implantes femorales y tibiales en un deseo de mantener la tolerancia.

A pesar de los resultados satisfactorios que con las prótesis parciales se han logrado, la experiencia a más largo seguimiento parece aconsejar la sustitución de ambas superficies articulares. Esta es la idea más aceptada en la actualidad.

Las prótesis parciales han perdido gran vigencia y la mayor parte de sus indicaciones han sido sustituidas por las artroplastias globales de la articulación. Su uso ha quedado restringido a los casos de patología muy localizada, en pacientes donde no se considere oportuno el uso de otro tipo de implante.

c. Prótesis rotuliana.

En un principio la sustitución de la articulación femororotuliana se realiza mediante el reemplazamiento exclusivo de la superficie articular de la patela, pudiéndose incluir por tanto en el grupo de prótesis parciales. Recientemente, existe la tendencia de dotar a estos implantes de dos componentes de recubrimiento, para la patela y para el fémur. Por otra parte, hay que tener en cuenta que la articulación femoropatelar se puede sustituir de forma única o conjuntamente con la articulación femorotibial. A esta segunda posibilidad habremos de re

ferirnos forzosamente al hablar de las prótesis totales. En la exposición de la prótesis rotuliana que ahora nos ocupa, ateniéndonos a un orden práctico, incluimos además de los primitivos implantes que recubren solamente la superficie articular de la rótula, los más modernos, dotados de dos componentes, que imitan también la cara articular de la glena femoral.

Considerando los malos resultados obtenidos con las plásticas de interposición de fascia lata y teniendo en cuenta que la patelectomía resta capacidad funcional a la rodilla, Mc Keever (12) en 1955, realiza la primera sustitución articular de la rótula mediante una prótesis en vitalio que imita la conformación natural de la cara articular de este hueso. Se fabrica en tres tamaños.

Con posterioridad, Groeneveld y Schöllner (15), desarrollan una prótesis para la patela con posibilidad de combinación con otros modelos de prótesis femorotibiales del tipo de Guepar, Walldius, Walldius-Debeyre, Ausfrand, MSH, Lunceford, Sbarbaro y Platt.

Más recientemente, Lubinus (13), crea un diseño en orden a las siguientes condiciones:

- 1). Las superficies congruentes de HDPE (polietileno de alta densidad) y cromo-cobalto, representan la mejor combinación en base a un mecanismo de deslizamiento.
- 2). Los modelos, graduados en cuanto a tamaño, grosor y forma, imitan la anatomía de la glena femoropatelar.
- 3). La forma asimétrica de los componentes representa una protección contra la luxación. Por ello, hay prótesis izquierda y derecha.
- 4). El polimetilmetacrilato garantiza una fijación sólida.

Esta prótesis posee dos componentes. El patelar es de polietileno (HDPE). Se fabrica en tres tamaños y posee un vástago central para su anclaje. La forma de la superficie articular es de casco de barco para que ajuste en el canal troclear del componente femoral. Este es de cromo-cobalto con el borde caudal en forma de "V" para respetar la inserción de los ligamentos cruzados. (Fig. 31). Existe una variante del mismo con el bucle más corto y que se combina con otros modelos de prótesis (por ejemplo el tipo intracondilar de St. Georg).

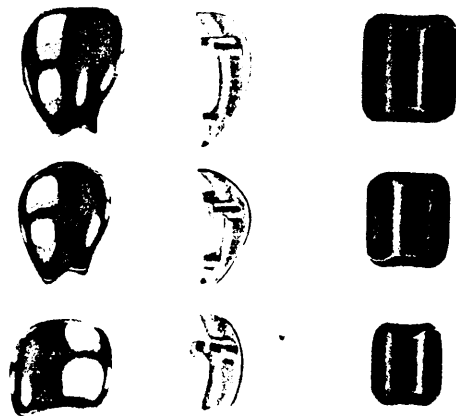


Figura 31.- Prótesis femoropatelar de Lubinus.

Indicaciones.- La sustitución aislada de esta articulación se halla fundamentalmente indicada en:

- 1). Artrosis femoropatelar degenerativa y postraumática.
- 2). Displasia degenerativa severa.
- 3). Luxación recidivante de rótula, con pérdidas importantes de cartílago. (En este caso irá acompañado de conveniente implantación de la tuberosidad).

- 4). Condromalacia severa con artrosis secundaria.
- 5). Dolor retropatelar tras sustituciones de la articulación femorotibial, en combinación con determinados tipos de prótesis que pueden requerir esta operación en un segundo tiempo.

Contraindicaciones:

- 1). Generales: Infección, enfermedad cardiovascular grave, mal estado general, etc.
- 2). Locales: Insuficiencia del aparato extensor y sospecha de artritis activa.

Complicaciones.— Las complicaciones mayores son debidas a infecciones profundas y superficiales. También se han registrado casos de luxaciones o subluxaciones. Otras veces se observa dolor retropatelar. Estas dos últimas complicaciones casi siempre están en relación con una mala alineación del aparato extensor o una incorrecta resección del hueso, por lo que tales fallos pueden aminorarse con una técnica cuidadosa.

Resultados.— Los resultados emitidos por sus autores son buenos en general. Mc Keever sobre 40 prótesis con su modelo registra 38 casos buenos, con dos fracasos por infección. Vermeulen y Doncker (14), de Bruselas, publican una casuística de 10 prótesis de Mc Keever, consiguiendo mejores resultados sobre el dolor que con respecto a la movilidad. Observan algún caso de subluxación en determinados grados que atribuyen a un error de recentraje.

Por último Lubinus (13), en un trabajo reciente, realiza 14 casos de implantación aislada, 5 en combinación con prótesis de deslizamiento y 5 con prótesis de charnela. De estas 24 prótesis obtiene 8 resultados excelentes con flexoextensión comple

ta y ausencia de dolor, 5 casos buenos con extensión completa y 90° de flexión, 10 casos medianos donde los enfermos mantenían una actividad discretamente limitada, habiendo mejorado algo el dolor respecto a su situación antes de la operación, y 1 resultado malo en donde el paciente no consiguió mejoría alguna con la operación. No observa ningún caso de infección o descementación tras un seguimiento mínimo de 12 meses.

COMENTARIO SOBRE PROTESIS FEMOROPATELAR.

El reemplazamiento aislado de la articulación femoropatelar posee escasas indicaciones. Las osteotomías descompresivas y de reaxación gozan de efectos muy beneficiosos. Aún en los casos de artrosis severa, determinadas técnicas más conservadoras como las plastias sin material de interposición, pueden conseguir resultados satisfactorios. Cuando es necesario recurrir a la prótesis, resulta preferible utilizar un modelo de implante con dos componentes. El recubrimiento de una sola cara articular disminuye la tolerancia por el deterioro de la superficie natural.

Si bien una cuidada técnica aminorará en gran parte los fallos derivados de defectos de recentrage o presiones excesivas, no siempre ésto es evitable. Es posible que un factor lo constituya la diferencia entre la anatomía y la conformación de la prótesis, a pesar de los esfuerzos de sus creadores para imitar la articulación natural.

Nosotros, en afecciones aisladas del compartimento anterior de la rodilla preferimos otro tipo de cirugía y sólo hemos realizado un implante rotuliano con la técnica de Lubinus obteniendo buen resultado (ver casuística personal). Conocemos la gama de posibilidades que Lubinus concede a su modelo y personalmente hemos podido constatar algunos de sus resultados y

que avalan su optimismo. Pero sopesando la opinión de la mayoría de los autores, las indicaciones de la prótesis rotuliana en forma aislada son muy restringidas y la sustitución de esta articulación resulta más congruente convebirla dentro del contexto del reemplazamiento total de la rodilla.

B. PROTESIS TOTALES.

Premisa.

De forma genérica denominamos así aquellas prótesis que sustituyen ambas superficies articulares.

Dentro de este común denominador podemos considerar tres grupos de implantes que siguen un orden de aparición en el capítulo de la historia. Se trata de las prótesis de charnela, de deslizamiento y rotacionales. Aunque todas ellas poseen el mismo objetivo, sus características son claramente diferenciables. Este hecho obedece al deseo de alcanzar un mayor fisiologismo acorde con las exigencias biomecánicas de la rodilla. Nada resulta mejor exponente de la ausencia de un patrón ideal de prótesis, que la presencia de estos tres grupos de implantes, cuya descripción resulta necesario realizar por separado.

a. Prótesis de charnela.

Esta primera generación de prótesis tiene un origen muy remoto que se inicia al final del siglo pasado de la mano de Gluck (Fig. 32). (Ver capítulo de la historia). Sin embargo, podemos considerar que hasta la década de los cincuenta, en que ya se dispone de mejores materiales, no se consiguen logros concretos. Shiers publica sus primeros resultados con su prótesis de charnela y Waldius hace otro tanto con su modelo en alea

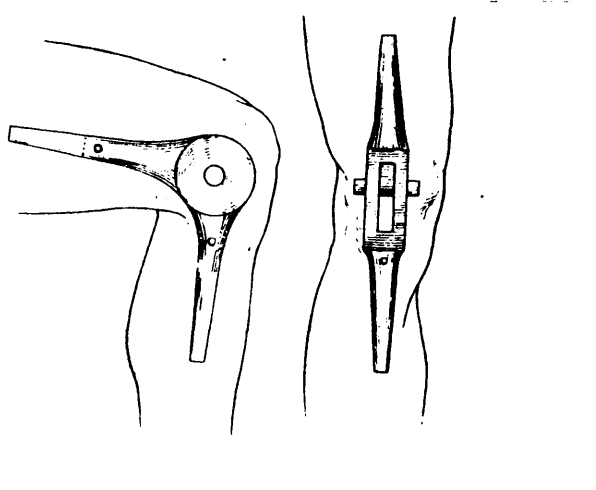


Figura 32.- Prótesis de Gluck.

ción de cromo cobalto que sustituye al anterior en acrílico. Los resultados de estas y otras experiencias son tenidos en cuenta por un grupo de autores parisinos, para crear una charnela más perfeccionada con el nombre de Guepar. El grupo St. Georg, en Hamburgo, también introduce algunas variantes en su diseño, que ofrece la particularidad de quedar empotrado en el hueso, a fin de aislar la prótesis de los planos superficiales.

Características generales de las prótesis en charnela.

En principio pareció que la sustitución de la rodilla podía circunscribirse al simple hecho de crear un artificio que permitiera la flexo extensión. Este básico esquema constituye la primera piedra en que se cimentan las prótesis denominadas de charnela.

El rasgo fundamental que caracteriza a este grupo de implantes es el de poseer dos componentes, femoral y tibial, que van articulados mediante un eje transversal que permite un único

sentido de movimiento de flexo extensión en el plano sagital.

Las dos piezas básicas se hallan dotadas de tallos intramedulares largos para facilitar su anclaje en el hueso. El montaje de la prótesis es autoestable, independientemente del estado de los ligamentos laterales y cruzados que son generalmente sacrificados. Su implantación requiere una considerable resección ósea, circunstancia esta que si bien permite corregir cualquier grado de deformidad, resulta desfavorable en caso de complicaciones que impongan la retirada de la prótesis.

La mayoría de los modelos mantienen el valgo fisiológico, disponiendo en algunos casos de una pestaña anterior a modo de bucle para el deslizamiento de la patela. La superficie articular de la misma puede igualmente ser sustituida si así lo requiere el caso.

Los componentes son metálicos. Los diseños más recientes se sirven de coginetes de polietileno en las zonas de rodamiento para aminorar el desgaste y aumentar la tolerancia.

Generalmente las charnelas utilizan cemento para su fijación. Esto, constituye un inconveniente en caso de intolerancia, que no es infrecuente en este grupo de prótesis debido a la gran sollicitación a que se ven sometidos tanto el material como el hueso. Esta circunstancia ha sido especialmente estudiada por Wagner y cols. (ver consideraciones biomecánicas) en un trabajo sobre el reparto de las cargas, donde se muestra la conveniencia de mantener el valgo fisiológico y la posición del eje de la charnela ligeramente posterior. Estos conceptos han adquirido base de razón con la experiencia y servido para superar inconvenientes surgidos en los diseños de las primitivas charnelas.

Indicaciones.

Las prótesis de charnela ofrecen el mayor número de inconvenientes en base a sus limitaciones fisiológicas y al sacrificio óseo que exige su implantación, de cara a posibles intolerancias. Es por ello que el uso de estos implantes ha de justificarse plenamente y descartar previamente no solo otros métodos de cirugía como las osteotomías, sino también otros modelos de prótesis más conservadores.

En el capítulo anterior se analizaron las causas etiológicas que pueden ser motivo de una indicación de este tipo. En todo caso el estado articular debe encontrarse severamente deteriorado. En síntesis, el uso de las prótesis de charnela queda reservado a las graves deformidades e inestabilidades articulares. También pueden aplicarse para sustituir aquellas rodillas contracturadas con semi-anquilosis o anquilosis completa, como situaciones límite.

En su indicación deben valorarse la situación laboral y condición social del paciente, y orientarla únicamente hacia aquellos casos con actividad moderada, que no precisarán someter su rodilla protésica a una exagerada sobrecarga funcional.

Contraindicaciones.

Nunca deberemos realizar una operación de este tipo cuando el estado general del paciente no ofrezca garantías. Desde el punto de vista local, la prótesis está formalmente contraindicada en los casos de artritis séptica aguda y siempre que el aparato extensor no presente funcionalidad.

Cuando existan problemas de la piel o trastornos vasculares del miembro, las posibilidades de riesgo de complicaciones serán debidamente sopesadas.

Tipos de prótesis.

Ante la imposibilidad de realizar una descripción exhaustiva de todos los modelos, nos limitamos a exponer algunas técnicas de entre las más importantes.

1. PROTESIS DE SHIERS.

Características del modelo.- Se trata de una prótesis articulada monoaxial cuyo arco de movilidad oscila teóricamente de 0 a 180°. Precisa una resección femorotibial de 35 mm. Tiene una anchura de 46 mm. La longitud de los vástagos es de 175 mm. para el lado femoral y 150 mm. para el tibial. El diámetro del eje es de 12,5 mm.

Inicialmente fabricada en acero inoxidable fue cambiada por vitallium.

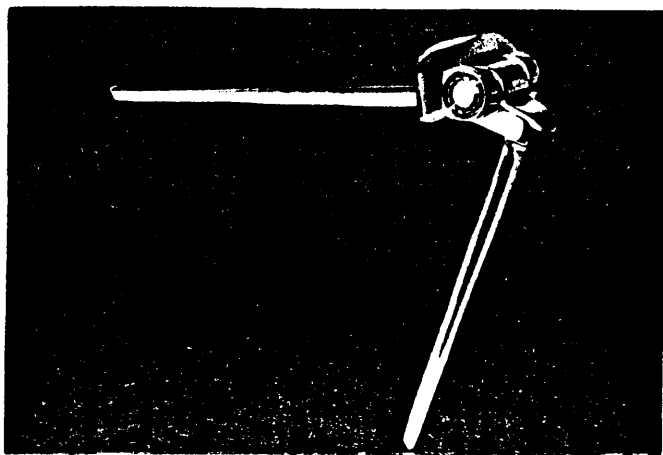


Figura 33.- Prótesis de Shiers.

Técnica quirúrgica.- Se utiliza torniquete, practicando una incisión parapatelar lateral abriendo la articulación en la misma línea de la incisión. Se busca el borde externo de la rótula, que es reseada evitando toda solución de continuidad del ligamento patelar. Se extrae la grasa retropatelar flexionando la rodilla.

Los cóndilos femorales se cortan con una sierra, completando la osteotomía con escoplo y martillo. Escisión de los ligamentos cruzados y resección del platillo tibial. Ahora se extiende la pierna y se mide el hueco entre los extremos óseos que debe ser de 37 mm. con el miembro en tracción suave.

Se ajustan los componentes protésicos, utilizando los propios vástagos a modo de raspa, cementando primero el femoral. La sangre y grasa de médula ósea es expulsada a través de un catéter conforme empuja el cemento. Se martillea suavemente. Seguidamente realizamos la misma operación con la parte tibial.

El eje de sujeción se pasa con la ayuda de un introductor, aplastando las pestañas de retención, operación que deja fijo al eje. Si hubiera necesidad de extraerlo, puede colocarse un impactor plano contra un extremo, golpeando suavemente con lo que se consigue abrir las láminas del lado opuesto (16).

Se colocan drenajes y refuerza el ligamento patelar con puntos de perlón en el espacio que ha dejado la rótula. La piel se sutura con nylon y aguja atraumática que deja menos cicatriz. La pierna se venda colocando un molde enyesado, debiendo retirar el torniquete antes de fraguar el yeso.

Según Shiers, esta operación puede realizarse en 40 minutos. El drenaje se retira a las 24 horas, en que puede levantarse el paciente colocando el miembro elevado. La carga se realiza a los 10 días y a los 12 se retira el yeso y quitan los puntos.



Figura 34.- Artroplastia de Shiers sobre rodilla artrítica.

Resultados.- Shiers (17) publica una estadística de 140 casos, correspondientes a su experiencia en los quince primeros años. De ellos, 105 fueron buenos resultados, obteniendo 10 fracasos.

Estas 140 artroplastias son realizadas en 89 casos de artrosis, 42 de artritis reumatoidea, 2 rodillas de Charcot, 3 espondilitis anquilopoyética y 4 secuelas traumáticas.

En otra estadística sobre complicaciones, Arden (18) sobre 193 prótesis de Shiers, registra 21 infecciones de las que solamente curaron 8, consiguiendo 3 artrodesis y habiendo de realizar 3 amputaciones. Observa un alto porcentaje de movilizaciones y 4 ro

turas del aparato extensor con resultado decepcionante en su reconstrucción.

2. PROTESIS DE WALDIUS.

La etapa más definitiva en la artroplastia de rodilla entra posiblemente con Waldius quien aborda el problema desde 1951. Inicialmente crea una prótesis de metal recubierta de acrílico. A partir de 1958 es sustituida por un modelo de vitalio con las siguientes características:

Se trata de una charnela compuesta por dos piezas articuladas por un eje cilíndrico que en un extremo lleva una contratuercas que evita la rotación o expulsión del eje. Existen dos rebordes para facilitar el anclaje, uno en la parte posterior del componente tibial y otro en la anterior del femoral, más largo, constituyendo una superficie articular para la rótula. La altura de los platillos es de 28 mm., parámetro que indica la cantidad de hueso que es necesario resecar. La longitud de los vástagos medulares es de 65 mm., hallándose fenestrados. La movilidad teórica oscila de 5 a 90 grados de flexo-extensión. (Fig. 35). Puede o no cementarse para su fijación, existiendo una prótesis standard para el lado derecho o izquierdo indistintamente. La rodilla funciona como una bisagra, sacrifica los ligamentos y combina movilidad con estabilidad. Numerosas modificaciones han sido introducidas en este modelo, debiendo destacar las aportadas por Debeyre, que consisten fundamentalmente: 1) conserva el valgismo fisiológico (8°); 2) la longitud de la prótesis queda establecida en 20 cms. y 3) la movilidad en flexión aumenta a 110°. (Fig. 36).

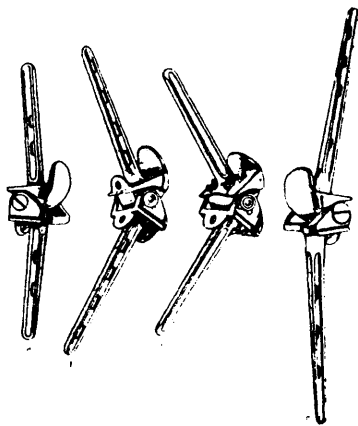


Figura 35.- Prótesis de Waldius

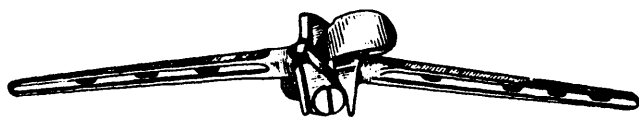


Figura 36.- Modificación de Debeyre al modelo Waldius.

Técnica (19).— No requiere una instrumentación especial la operación, que según Waldius, dura alrededor de una hora. Se realiza bajo anestesia general o espinal. El autor utiliza una incisión transversal centrada a la mitad de la patela, que es dividida en el plano frontal. Se abre la cápsula y extraen los ligamentos. La rodilla se flexiona a 90° y se extirpa alrededor de 3 cm. de hueso de los cóndilos femorales. Después resecamos la superficie superior de la tibia perpendicular al eje de la pierna. Se sitúa primero el componente femoral insertando su vástago en la cavidad medular. Después se sitúa el componente tibial con la pierna en 20° de rotación externa. Puede asegurarse la fijación con cemento, si bien en este caso el autor advierte de los riesgos que ello entraña. Las dos partes de la prótesis son unidas con su eje.

La patela que fue dividida al principio de la operación es reconstruida uniendo los fragmentos con un cerclaje. Se deja un redón en la cara posterior de la articulación, que se retira a las 24 - 48 horas. Se pone un yeso durante tres semanas, al cabo de las cuales se retira iniciando la rehabilitación.

Resultados e indicaciones.— En una estadística de Waldius (19) se citan someramente los resultados de 206 artroplastias desde 1951. Sesenta con prótesis acrílica y 146 con vitalio a partir de 1958. El 80% de los casos tenían poliartritis reumatoide y el 20% artrosis. Se practican dos artroplastias en rodillas con Charcot. Los buenos resultados aparecen en el 80% de los casos de poliartritis y en el 90% de gonartrosis para la prótesis de vitalio. No se citan otros parámetros ni mencionan condiciones de encuesta. La complicación más grave resultó la infección. Ello motivó 10 artrodesis después de 1958. Se encontraron 6 casos con parálisis transitoria del ciático popliteo externo. Hubo también 4 casos de prótesis desellada que fue reemplazada por otra de vástago más largo, que se cementó con buen resultado. En una estadística posterior Waldius registra 7 casos de desellado aséptico doloroso; todos ellos reintervenidos.

Esta misma complicación se presenta en 5 casos de una serie de Bain (20) sobre 100 prótesis con el modelo de Waldius cementado.

3. PROTESIS DE GUEPAR.

Aubriot (21) realiza un trabajo de revisión sobre diferentes artroplastias totales de rodilla, efectuadas en diversos hospitales de París. El estudio de estos casos permite, según Chamay (22), mejorar la técnica operatoria seleccionando las indicaciones, al tiempo que da pie a una nueva prótesis que intenta una mejor adaptación.

El modelo Guepar fue concebido en 1969, por un grupo de cirujanos parisienses (Alnot, Aubriot, Deburge, Dubousset, Kennesi, Mazas, Patel y Schram).

Características del modelo.

Se trata de una prótesis en bisagra de aleación cromo-cobalto que permite la conservación rotuliana. Está provista de una pieza femoral hembra y una tibial macho. La primera tiene un tronco centro-medular con un valgo de 7°, existiendo una prótesis derecha y otra izquierda. Una placa trocleana permite el deslizamiento de la rótula, impidiendo al mismo tiempo la rotación.

La pieza tibial presenta en la parte posterior una placa que se fija a la tibia con el fin de impedir la rotación.

Los dos componentes están provistos de varilla intramedulares que son fijadas con metil-metacrilato. La altura del tronco femoral es de 15 cm. y la del tibial es de 11 cm.

Exige un reducido sacrificio óseo de 18 mm, ventaja muy apreciable sobre modelos anteriores.

El eje horizontal de la prótesis, es horizontal y se halla situado en una posición más posterior y superior con respecto a la interlínea articular. Esta situación le permite un mayor grado de flexión al tiempo de una extensión más potente, que se halla amortiguada al final de su recorrido por un tope de silastic. (Fig. 37).

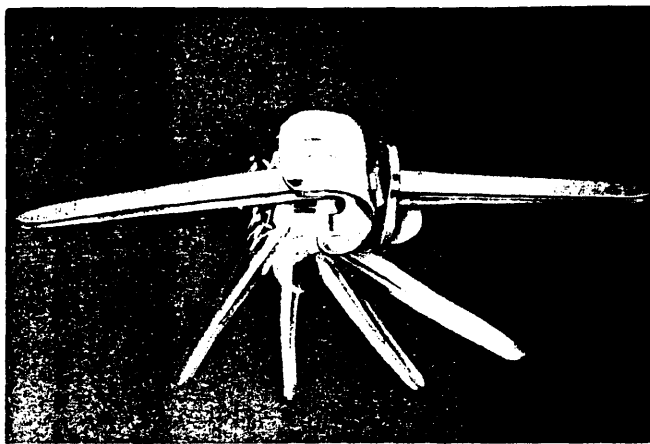


Figura 37.- Modelo Guepar.

Técnica operatoria.

Seguimos la descripción de Aubriot y cols. (21). Se utiliza manguito de isquemia. Vía de Guernez interna. Apertura de la articulación y sinovectomía cuando la sinovial es hipertrófica. Resección ósea de 15 mm. sobre el fémur y 5 mm. de tibia, donde únicamente es necesario seccionar las espinas tibiales. Se preparan y alisan los canales medulares respetando al máximo el tejido esponjoso de la epífisis. Una plantilla calibrada per

mite verificar que la resección ósea es correcta. También nos valemos de un instrumento que permite juzgar sobre si es correcta la orientación de las piezas, que son posicionadas. La flexión debe quedar totalmente libre sin que se luxa la rótula. Los dos componentes protésicos son cementados separadamente. El eje se coloca sirviéndonos de un instrumento especial que permite cerrar las pestañas sin violencia o manobras intempestivas. Se verifica la hemostasia, recomendando cerrar con la rodilla flexionada cuidando de que la cápsula no quede a tensión. Un drenaje de aspiración es necesario. En el caso de tener que extraer un eje que ya hubiera sido colocado éste queda inutilizable y debe ser sustituido por otro. (Figs. 38, 39, 40, 41, 42, 43 y 44). (Técnica original de pub. Howmedica).

Recientemente el grupo GUEPAR preconiza la opción de sustitución femoropatelar (GUEPAR II).

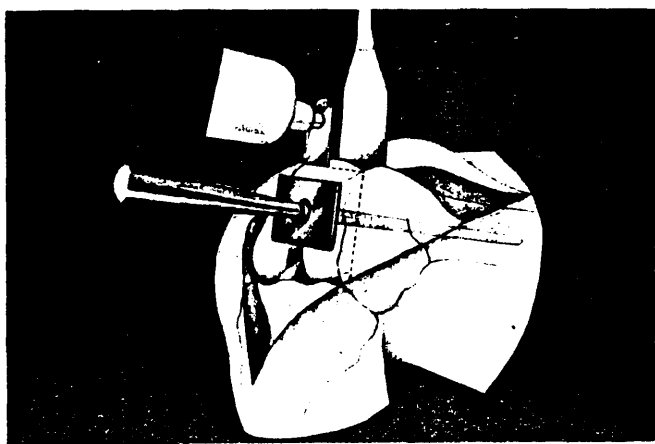


Figura 38.- Incisión parapatelar medial. Introducción de guía femoral y marcaje de la osteotomía.

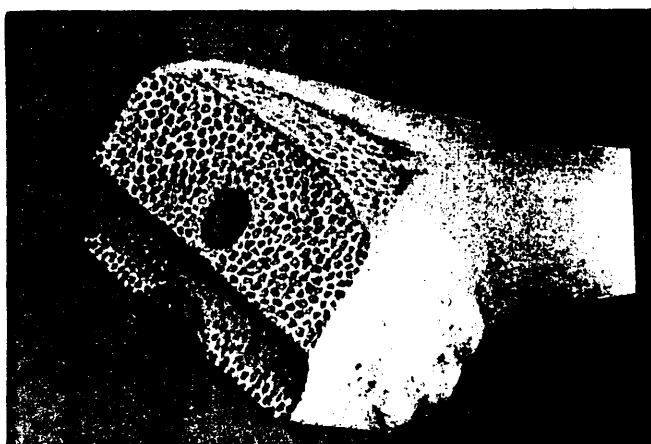


Figura 39.- Preparación de los cóndilos para recibir al componente femoral.

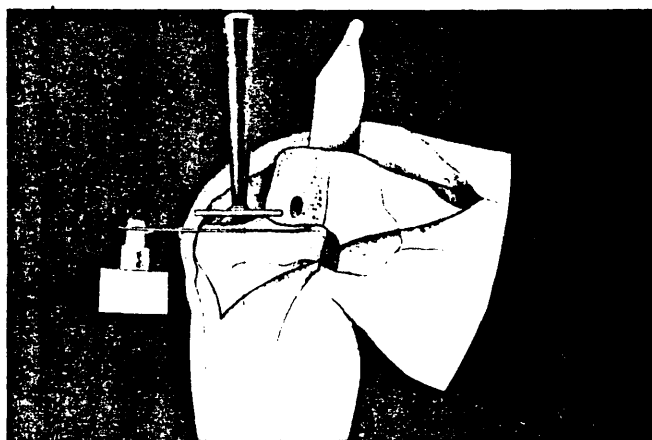


Figura 40.- Tiempo tibial. Resección de platillos tibiales siguiendo la orientación de la gafa.

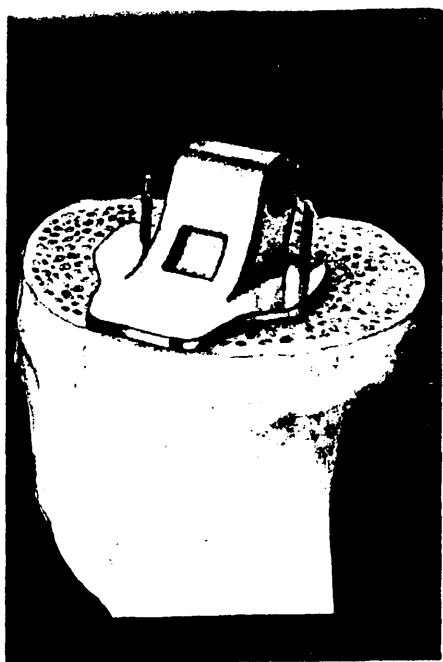


Figura 41.- Componente tibial posicionado con sus pestañas antirrotatorias.

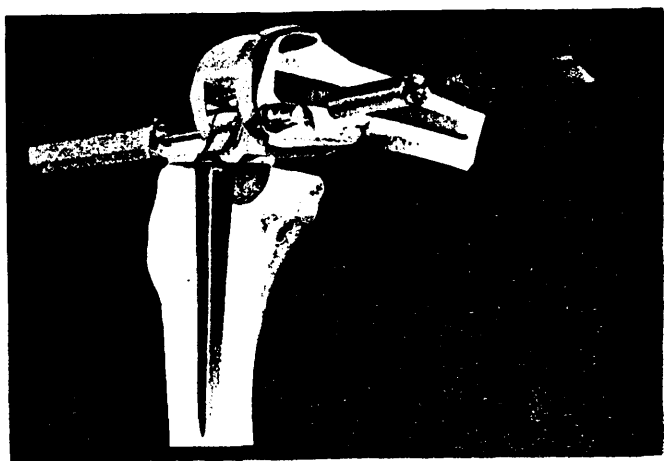


Figura 42.- Los componentes protésicos son articulados.

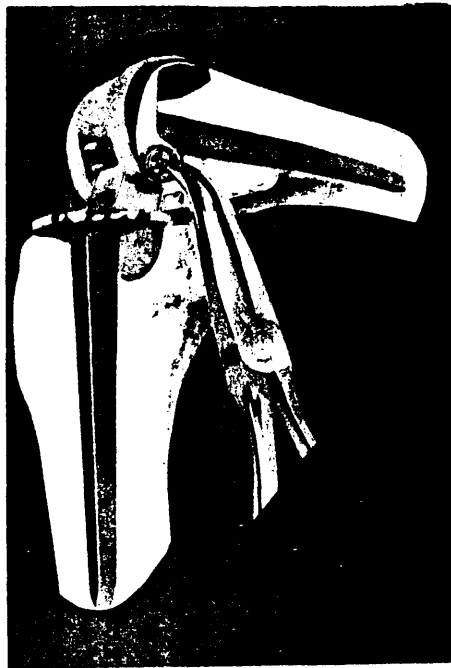


Figura 43.- El eje protésico es asegurado en su posición.

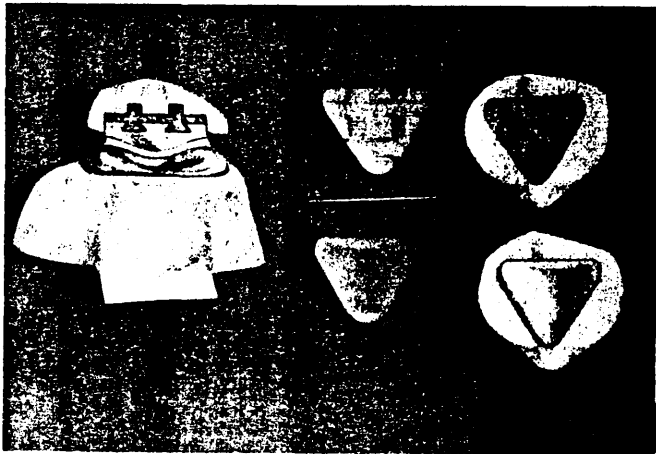


Figura 44.- Esquema de la sustitución femoro-patelar.

La rehabilitación se realiza precozmente, especialmente los ejercicios de tonificación del cuádriceps. La flexión no se recomienda hacer antes de la perfecta cicatrización de la herida, es decir, alrededor de los quince días.

Indicaciones y resultados.

En una publicación de Aubriot y cols. (21) se muestra una casuística de 112 prótesis Guepar correspondientes a 99 enfermos. De ellos, 34 corresponden a artritis reumatoidea (40 rodillas), y 61 a gonartrosis (67 rodillas). Se colocaron 5 prótesis más, 2 a enfermos tabéticos y 3 en traumáticos.

Una indicación clásica como la artritis reumatoide se realizaba en los pacientes mas achacosos o inválidos como operación de salvamento. Después de la primera experiencia han sido reducidas las indicaciones a los casos muy avanzados.

En cuanto a la gonartrosis, a pesar de haber conseguido los mejores resultados, los autores son partidarios de restringir la indicación de prótesis total únicamente a los casos no tributarios de osteotomía, operación que practican aún en enfermos de edad.

Los resultados globalmente son, como antes apuntábamos, mejores en gonartrosis. Consideran 4 grupos (muy buenos, buenos, medianos y malos), y valoran los parámetros de dolor, movilidad, marcha y escaleras. Las cotas más altas corresponden al grupo de "buenos", no registrando "malos".

En cuanto a las complicaciones se distribuyen en dos grupos: per y postoperatorias. De las primeras (sobre 112 prótesis) se registran: 1 lesión del aparato extensor, 5 fracturas, 3 complicaciones cardiovasculares y 2 dificultades en el cierre de la herida operatoria. Las complicaciones postoperatorias más im

portantes corresponden a 6 casos de sepsis, 8 problemas rotulianos, 5 lesiones del ciático poplíteo y 3 rupturas del aparato extensor.

En conclusión, el resultado final de 51 complicaciones incide en 11 rodillas, y fueron determinadas por: 1 artrodesis, 3 sepsis profundas, 2 subluxaciones rotulianas dolorosas, 3 roturas parciales definitivas y 2 parálisis incompletas del ciático poplíteo externo.

Witwoet (23) presenta otra estadística sobre 227 prótesis de Guepar en la que aparecen 11 infecciones profundas (5 precoces y 6 tardías). Fueron realizadas 4 artrodesis y conseguida una anquilosis en 3 casos. Conservaron la prótesis 4 pacientes.

En esta misma revisión se citan 4 desellamientos de la prótesis (2 artrodesis) y 11 casos con colapsos, con 2 fallecimientos consecutivos a complicaciones vasculares (ver capítulo de complicaciones).

En una reciente publicación de Deburge y cols. (55), el grupo Guepar hace un análisis de sus resultados sobre una serie de 292 rodillas operadas, encontrando un índice de infección profunda de 6,6%, y con 1% de fallecimientos en el per y postoperatorio. El seguimiento se realiza a largo plazo, que alcanza los 5 años. En este tiempo algunos pacientes murieron por causas afines a su edad avanzada. Otros no pudieron ser convenientemente analizados, quedando un grupo de 152 rodillas para evaluación conveniente.

Las complicaciones en esta serie de pacientes con seguimiento de 2 a 5 años han sido las siguientes (55): hubo una infección latente. En 2 casos el vástago del componente femoral se había roto 4 años después de la operación, siendo reemplazado

por un componente con vástago más largo. Se encontró un 13% de despegamientos asépticos después de los 2 años y otro 2% antes de este período. Solamente el 43% de las prótesis flojas eran sintomáticas y fueron reoperadas.

Fracturas del cemento más allá de la punta de los vástagos fueron vistas en 2 casos.

Los resultados se consideran similares a los de evaluaciones anteriores.

PROTESIS GUEPAR II.

En base a las complicaciones surgidas con el diseño original éste ha sido modificado en los siguientes aspectos:

La pestaña troclear para la patela era demasiado plana y se ha conformado procurando una mejor adaptación. La prótesis patelar es opcional y se utiliza en casos seleccionados. De esta forma se ha suprimido en gran manera el dolor patelar.

Los vástagos intramedulares se han alargado en su longitud y sección. La pestaña antirrotatoria está en la mitad del componente tibial y en su parte superior. En el modelo Guepar I ocupaba una posición posterior dando lugar en algunos casos a fracturas de la cortical posterior.

La prótesis actual está originalmente diseñada para ser cementada, no obstante en opinión de sus autores puede adaptarse con o sin cemento. De esta forma ha sido implantada en casos de gonartrosis, sin cementar, con resultados prometedores en principio. También ha sido utilizada de esta manera en casos de desprendimientos de otros modelos protésicos como Duocondilar y Shiers. La implantación sin cementar requiere una gran precisión

en los cortes para quedar perfectamente ajustada. Con esta actitud se persigue eliminar los inconvenientes del cemento al provocar alteraciones vasculares especialmente en pacientes ancianos, así como a la hora de intentar una artrodesis en casos de fallo, en donde la fusión resulta más fácil.

Los autores reservan este modelo para rodillas dislocadas con graves deformidades o en pacientes muy ancianos, prefiriendo una prótesis modular para los casos de rodillas más estables.

4. PROTESIS INTRACONDILAR ST. GEORG.

Considerando las experiencias y complicaciones de las prótesis bien conocidas como las de Waldius, Shiers y Young, un equipo de cirujanos del Hospital de St. Georg, en Hamburgo, capitaneados por Buchholz, desarrollan su modelo de endoprótesis para la articulación de la rodilla basado en los principios de la baja fricción. El diseño consiste en dos componentes de metal que llevan interpuesto un coginete de deslizamiento en polietileno. Este modelo fue precedido de algunas variantes actualmente en desuso.

Características.- La principal de ellas, a diferencia de otros modelos, consiste en el encaje de la prótesis intracondilamente, a fin de aislar el implante de los tejidos blandos. De esta forma queda aminorado el problema de complicaciones derivadas de heridas superficiales y dehiscencias, lo que conduce a una notable disminución en la proporción de infecciones según Engelbrecht (24).

Los dos componentes son metálicos (aleación de cromo-cobalto). El femoral lleva unas aletas laterales que recubren los condilos naturales y ayudan a estabilizar la prótesis. El eje encastra en un pivote sobre la parte tibial (macho), en posición lige

ramente posterior, lográndose una flexión de 145°. Existe un stop de silastic que limita la extensión. El eje metálico se fija con un tornillo y desliza sobre coginetes intercambiables de polietileno situados en la parte condilar de la prótesis. Existen dos tamaños standard con una longitud de 180 mm. para el componente femoral y 125 mm. para el tibial. Se conserva el valgo fisiológico.

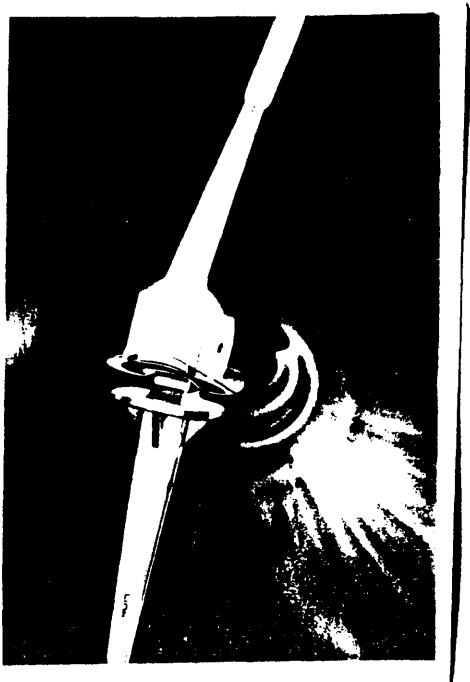


Figura 45.- Modelo intracondilar "St. Georg".

El extremo del vástago femoral va provisto de una caperuza de polietileno, material con módulo de elasticidad menos rígido que el metal y que teóricamente disminuye los máximos stress en este punto crítico, requerido por grandes sollicitaciones que en ocasiones pueden originar roturas. El módulo elástico del polietileno se aproxima al módulo del hueso. Este argumento indujo a Buchholz y Röttger (25) a crear un modelo con el componente femoral exclusivamente en polietileno, pero éste no resultó suficientemente sólido para resistir la transmisión de fuerzas generando, con harta frecuencia, fracturas del material en la porción supracondilar que motivaron el abandono de dicha variante, fabricándose únicamente el modelo metal-metal que hemos descrito.

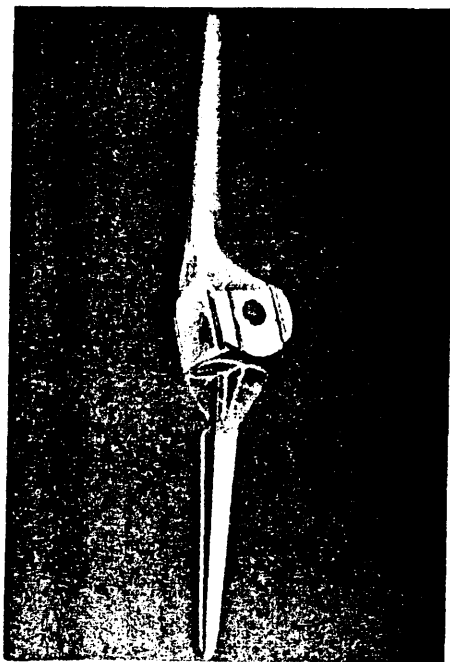


Figura 46.- Variante con el componente femoral íntegramente en polietileno (en desuso).

Técnica operatoria.- (Ver casuística personal).

La operación se realiza normalmente con torniquete y se inicia con el miembro en extensión. Incisión parapatelar media que termina cerca de la tuberosidad respetando la inserción del tendón. Apertura de la articulación y sinovectomía especialmente en casos de artritis reumatoidea. Ahora se luxa lateralmente la rótula y flexiona la rodilla. Liberación de la porción condilar sacrificando los ligamentos laterales y cruzados, lo que permite elevar el fémur separándolo de las estructuras blandas que son rechazadas posteriormente. En este momento se reseca un cajetín óseo en la región intracondilar sirviéndonos de una plantilla. Seguidamente se prepara el lecho del componente femoral fresando debidamente hasta conseguir encajar la prótesis de prueba. Esta lleva un dispositivo especial, que indica el lugar en donde medialmente se realiza un taladro con una fresa hueca a fin de alojar el eje de la prótesis. (Figs. 47, 48, 49, 50 y 51).



Figura 47.- Incisión parapatelar medial.



Figura 48.- Liberación extremidad distal del fémur.



Figura 49.- Resección cajetín óseo con plantilla de marcaje.



Figura 50.- Preparación lecho femoral.

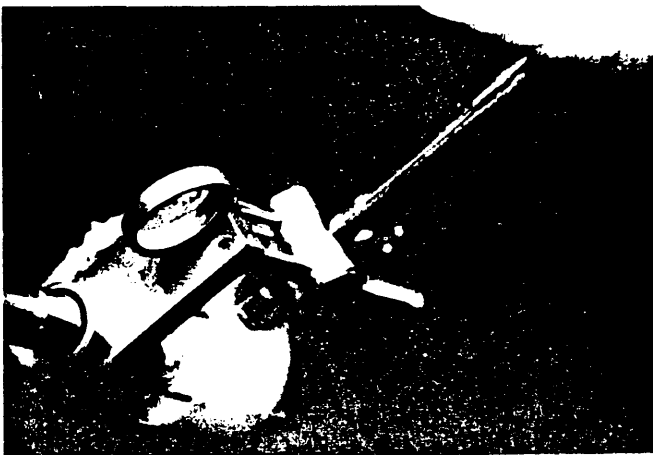


Figura 51.- Prótesis de prueba posicionada.
Taladro para alojar el eje protesico.

Seguidamente pasamos al tiempo tibial. Con la pierna flexionada y apoyada verticalmente en la mesa operatoria, se reseca una lámina de hueso de la meseta tibial que comprende las espinas, realizando el corte perpendicular a la tibia. Se utiliza sierra oscilante, debiendo en esta operación preservar las estructuras colindantes a fin de no lesionarlas con la sierra o con maniobras intempestivas que produzcan estiramientos indeseables.

Labramos ahora, sirviéndonos de un punzón primero y una raspa después, el lecho en donde alojar el componente tibial. Es muy importante que éste quede correctamente orientado, para lo cual se prueba la prótesis completa. Verificamos la movilidad de la rodilla y el alineamiento y longitud del miembro. Seguidamente se retira el torniquete y realiza correcta hemostasia. Como medio de fijación la escuela de Buchholz utiliza sistemáticamente metil metacrilato asociado a la gentamicina. Cementamos primero el componente femoral, introduciendo un tubo elástico en el fondo del conducto medular para permitir la evacuación de un eventual derrame que no haya sido aspirado. El tubo es retirado al tiempo de introducir el vástago protésico. Es muy importante evitar restos de cemento, muy especialmente en las superficies de deslizamiento de las prótesis. Seguidamente se cimenta la parte tibial macho. Ambos componentes son articulados mediante su eje metálico, que es introducido por el tunel labrado en el condilo medial. Para esta maniobra utilizamos un instrumento portador del eje. Este, debe ser perfectamente ajustado y orientado de forma que el lecho para un tornillo de seguridad quede encarado en el orificio correspondiente del pivote tibial. Finalmente, se enrosca el tornillo que fija el eje. El mismo cilindro óseo, extraído inicialmente con la fresa hueca, se repone. Procediendo así rellenamos el conducto con lo que la prótesis queda totalmente empotrada. (Figs. 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58 y 59).



Figura 52.- Tiempo tibial. Osteotomía perpendicular al eje de la tibia.

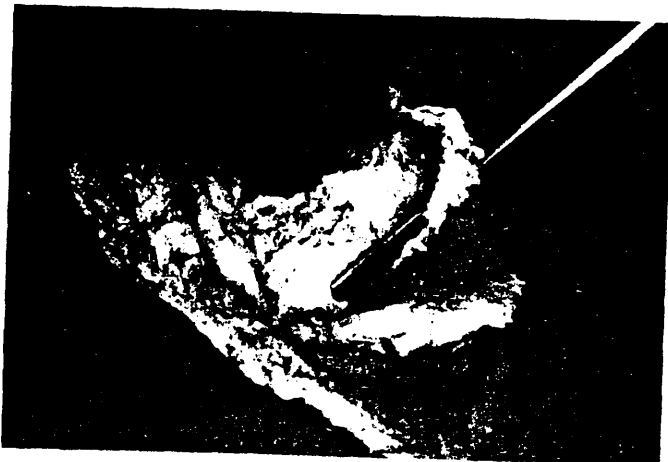


Figura 53.- Resección de una pastilla ósea que incluye las espinas tibiales.



Figura 54.- Preparación del lecho tibial.



Figura 55.- Prueba del componente tibial.



Figura 56.- Cementación del componente femoral.



Figura 57.- Cementación del componente tibial.



Figura 58.- Articulación de los componentes protésicos.
El eje queda fijo por un tornillo.



Figura 59.- Reposición del cilindro óseo.

Este diseño respeta casi en su totalidad la superficie de deslizamiento para la patela, pero ésta puede ser liberada de osteofitos marginales de acuerdo con el estado de la misma. La sutura se realiza por planos dejando dos redones intraarticulares y dos en planos subcutáneos. Un vendaje almohadillado finaliza la operación.

El uso de una férula graduable permite modificar pasivamente el arco de flexión de la rodilla en los primeros días, iniciando la rehabilitación activa en cuanto el estado de la herida operatoria lo aconseje. La carga se hace posible a partir del décimo día del postoperatorio.

Indicaciones.

En atención al estado de la rodilla las indicaciones se orientan en general hacia aquellos estados que por su avanzado estado no aconsejan el empleo de la prótesis de deslizamiento, tales como la insuficiencia ligamentosa, las desviaciones angulares por encima de los 20° o la gran contractura articular. En general, la artroplastia intracondilar se realiza en graves destrucciones articulares acompañadas de inestabilidad ligamentosa y gran deformidad.

Desde el punto de vista etiológico, en una estadística publicada en 1976, donde Engelbrecht y cols. (26) revisan 433 prótesis de bisagra, 169 son indicadas en artritis reumatoide, 225 en gonartrosis, 29 son utilizadas en artrosis postraumática, 7 en anquilosis y 2 en displasia congénita. Por último una artroplastia en bisagra es realizada en un caso tumoral.

Contraindicaciones.

Posiblemente los autores de este diseño son quienes realizan más amplias indicaciones con su prótesis intracondilar. In

cluso, han obtenido un resultado satisfactorio en varias rodillas anquilosadas. Asimismo utilizan su implante en operaciones de recambio en pacientes con rodillas sépticas, gracias al uso de cemento mezclado con dosis altas de antibióticos, con gérmenes previamente identificados y a través de una técnica muy rigurosa que incluye la extracción de cualquier esquirla de cemento residual y resección de fístulas y partes blandas sospechosas. Este proceder, utilizado actualmente en la Endoklinik en casos concretos, aunque no es compartido por muchos autores, ha obtenido resultados satisfactorios en manos de los cirujanos de Hamburgo, que de esta forma abren una nueva vía de posibilidades al sombrero panorama que ofrecen las complicaciones sépticas en la cirugía endoprotésica. (Ver capítulo de complicaciones).

En sepsis graves, con gérmenes resistentes o mal estado de la piel, resulta preferible abstenerse, optando por otras técnicas como la artrodesis o el intento de anquilosis espontánea previo desbridamiento. Además de la contraindicación que supone el mal estado del paciente, no debe indicarse la prótesis cuando no existan garantías de la suficiencia del aparato extensor, cuyo funcionamiento resulta básico para el buen resultado de cualquier artroprótesis de rodilla.

Resultados.

Los resultados son considerados en base a cuatro parámetros fundamentales: dolor, movilidad, estabilidad y deformidad. Más importancia que al uso del bastón se da a la soltura en bajar o subir escaleras. En una de las últimas valoraciones de Engelbrecht y cols. (26) el alivio del dolor obtenido es de un 80%, siendo similar en gonartrosis y artritis reumatoidea y más inferior en artrosis postraumática. El dolor residual, tras la inserción de una prótesis de bisagra, se considera en gran parte influenciado por un error de indicación o una mala técnica quirúrgica. Las molestias retropatelares cuando se presentaron fueron generalmente bien toleradas (18,09%). En cinco ocasiones hubo

necesidad de practicar patelectomía. En ningún caso se ha practicado artroplastia femororotuliana.

Los resultados obtenidos con el modelo de polietileno fueron notablemente inferiores dado el gran porcentaje de roturas de material que se han registrado.

La mejoría de la movilidad es igualmente apreciada, especialmente en casos de contractura.

Los autores aconsejan gran cautela en articulaciones anquilosadas. En 4 de las 5 rodillas anquilosadas se consiguió un grado de movilidad de hasta 40° y sólo en una rodilla se alcanzaron los sesenta grados.

Complicaciones.

Se ha obtenido un porcentaje de complicaciones sépticas similar a la artroplastia de cadera. Se registró el 1,67% de infecciones. En dos casos la prótesis fue recambiada usando cemento con gentamicina y otros antibióticos con buen resultado. En otra rodilla se realizó una artrodesis. En el 3,73% de las caustísticas se apreciaron despegamientos, habiendo de realizar algún recambio protésico por esta causa. Tres casos con severa rotación anormal de la prótesis requirieron ser revisados debidos a un tobillo doloroso, mejorando tras la revisión. El cemento residual es causa de complicaciones y una rodilla precisó de una segunda operación por este motivo.

Fracturas de la extremidad distal del fémur se presentaron en el 1,49% de los casos en ambos diseños.

La complicación sin duda más grave, fue la consecutiva a la rotura supracondilar del componente de polietileno. Tuvo lugar por fatiga y registrado en el 37,7% de este grupo por falta de solidez adecuada. En gran parte de los casos se realizó una

reconversión del diseño. En nuestra experiencia el porcentaje de fracturas del material protésico en este modelo ha sido mucho más alto (ver casuística personal).

Otros problemas, como necrosis de la piel (1 caso), hematomas severos (5 casos), lesión del c.p.e. (7 casos) y miositis osificantes (2 casos), fueron generalmente bien resueltos.

En resumen, de las 433 artroprótesis intercondilares colocadas, los autores obtienen en general buenos resultados, salvando la complicación surgida en el diseño de polietileno que supuso un fracaso, habiendo sido abandonado este modelo por sus autores que únicamente utilizan como prótesis de bisagra el modelo metal-metal con coginetes de polietileno.

COMENTARIO A LAS PROTESIS DE CHARNELA.

Este tipo de prótesis, por su propia concepción, no puede reunir la exigencia funcional que impone la rodilla. Esta posee una amplia gama de movimientos que quedan resumidos en un solo arco de flexo-extensión que permite el eje de la prótesis. De esta forma, se da lugar a que una porción del fémur, como el 1/3 inferior, que normalmente es requerido por una sollicitación en compresión, lo sea ahora en torsión. Esta circunstancia genera fuerzas indeseables sobre la prótesis que en ocasiones abocan en aflojamientos o roturas que quedan reflejadas en las complicaciones y sobre ello tendremos oportunidad de incidir al tratar de nuestra casuística personal.

De otra parte, la mayoría de las prótesis de bisagra requieren para su implantación una resección importante de hueso. Ello supone un inconveniente en los casos de complicaciones donde resulte necesario intentar una artrodesis.

Es esta la crítica más importante que cabe hacer a las charnelas. Como contrapartida ofrecen la ventaja de ser autoestables pudiéndose aplicar en todo tipo de rodillas por destruidas que se encuentren, con el compromiso de mantener un aparato extensor suficiente para permitir la movilización activa.

A pesar de que en los últimos diseños se han evitado inconvenientes surgidos con los modelos más primitivos, al disponer actualmente de otros tipos de implantes con indicaciones cada vez más amplias, el uso de las prótesis en charnela debe reservarse a los casos más graves, con severas deformidades e inestabilidades en donde resulte arriesgado colocar una prótesis de deslizamiento. También y como apuntábamos en el capítulo de indicaciones, el paciente portador de una charnela sólo podrá someter su rodilla a una moderada actividad.

Las estadísticas arrojan porcentajes altos de buenos resultados, pero ello no puede hacernos olvidar los índices de complicaciones, que con ser más bajos, también resultan de mayor gravedad dentro de la cirugía endoprotésica de la rodilla.

Por todo ello, resulta prudente restringir el uso de la prótesis en bisagra y reservarla exclusivamente para aquellos casos donde se hayan rebasado las indicaciones de otros modelos que además de fisiológicos resulten más conservadores.

b) Prótesis de deslizamiento.

Premisa.

La segunda generación de implantes de rodilla, llamados de deslizamiento, parten de la idea de Gunston que utiliza un componente metálico para el fémur que resbala sobre un plato de polietileno de alta densidad alojado en la tibia. Se crea así la pri-

mera aloartroplastia de rodilla de baja fricción

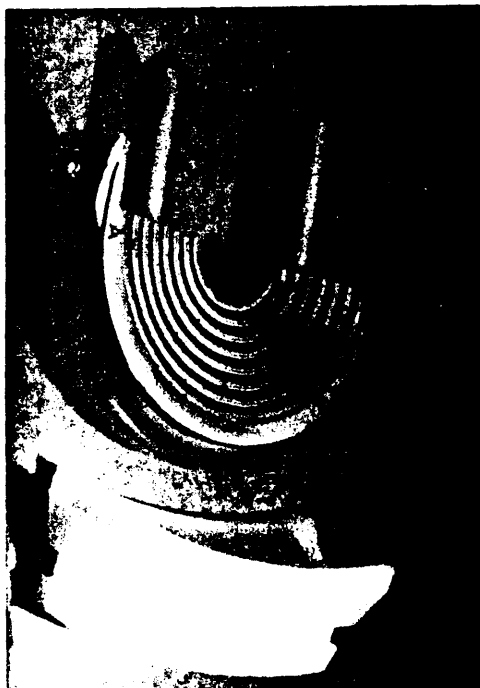


Figura 60.- Prótesis de Gunston.

Este tipo de prótesis está compuesto básicamente por dos elementos no solidarios que actúan a modo de superficies de recubrimiento de los extremos óseos. Simulan la geometría de los cóndilos y glenas lo que permite conservar los movimientos fisiológicos de flexo-extensión, rotación y deslizamiento, cualidad que resulta muy sugestiva.

Su escaso tamaño no requiere resección ósea importante para su colocación. En cambio, se exige de la integridad del aparato capsulo-ligamentoso para mantener estabilizada la rodilla.

Dentro de las prótesis de deslizamiento distinguimos esquemáticamente dos grupos: a) aquellos que reproducen al máximo las superficies articulares y b) las que por simplificación adoptan una forma más geométrica.

- a) Este grupo lo componen implantes de pequeño tamaño que recubren por separado los cóndilos y glenas (Fig. 61). Generalmente se fabrican en metal (aleación de cromo cobalto) los módulos femorales y en polietileno de alta densidad los tibiales. (Walker, Marmor y Buchholz). El componente femoral, convexo, desliza sobre el tibial de superficie cóncava, con alguna excepción como en el modelo St. Georg en que este es plano. La fijación suele realizarse con cemento (metil metacrilato). Su implantación puede ser uni o bicompartimental, permitiendo corregir pequeños grados de varo o valgo. La integridad de los

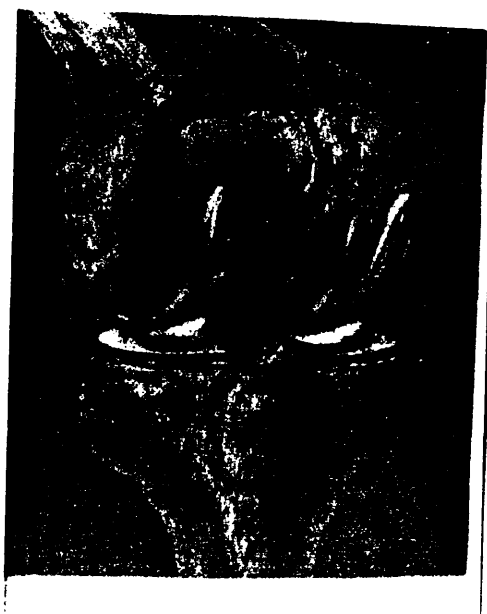


Figura 61.- Rodilla Modular.

ligamentos laterales y cruzados es condición indispensable, en otro caso se producirían inestabilidades que abocarían al segundo fracaso de la prótesis.

- b) Como alternativa existe otro grupo de prótesis de deslizamiento, donde los componentes no intentan imitar las características anatómicas de las superficies naturales y adoptan una forma más tosca. Los diferentes módulos se hallan unidos por un puente o bien, como es más usual, se simplifican en dos únicas piezas femoral y tibial, de superficies congruentes en grado que puede permitir el sacrificio de los ligamentos cruzados sin menoscabo de la estabilidad anteroposterior de la rodilla (Freeman, Total Condilar) (Fig. 62). El mayor tamaño de las piezas impone una resección ósea ligeramente mayor res



Figura 62.- Rodilla Freeman.

pecto a los implantes anteriores, lo que permite corregir algunas deformidades, y en casos esporádicos, retensar los ligamentos.

La parte femoral puede disponer de una pestaña, imitando la superficie articular de la patela que igualmente es recubierta de un tercer componente de polietileno. La sustitución conjunta de la articulación femoropatelar es un proceder cada vez más admitido, teniendo en cuenta que las indicaciones de estos implantes se han hecho extensivas hasta grados de patología que suele afectar casi siempre al compartimento anterior de la articulación.

Las ventajas más sobresalientes de la artroplastia de deslizamiento son las siguientes:

- 1) El implante, al ser de volumen moderado, supone un menor riesgo de infección.
- 2) Posibilidad de sustitución unicondilea en los casos de patología localizada.
- 3) Imitan la geometría de la rodilla, manteniendo un recorrido fisiológico en los tres sentidos de flexo-extensión, deslizamiento y rotación.
- 4) Requieren para su implantación una resección ósea pequeña. Ello, entraña una ventaja en los casos fracasados en donde haya que realizar una artrodesis. Esta se conseguirá más fácilmente y con menor acortamiento. Asimismo, si se decide el recambio protésico, la operación técnicamente se verá simplificada.

Indicaciones.

En principio, quedan reservadas para aquellas afecciones donde habiendo rebasado otros métodos de cirugía, el cartílago se encuentre destruido y los ligamentos se hallen preservados.

Es, seguramente, la artritis reumatoide la indicación "princeps" de una prótesis de deslizamiento.

La gonartrosis es igualmente tributaria de este tipo de artroplastia, especialmente en los casos donde aún no se hayan instaurado deformidades graves o exista una gran inestabilidad.

En aquellas situaciones donde se advierta que la patología se encuentra localizada en un solo compartimento se puede realizar una sustitución unicondilea. Tal medida debe reservarse, especialmente, a la gonartrosis primitiva o secundaria y por principio se evitará en artritis reumatoidea donde la artroplastia se hará extensiva a los dos compartimentos.

En el capítulo de "Indicaciones" ya se expusieron las condiciones exigidas para el uso de esta artroprótesis.

Estos condicionamientos resulta imprescindible mantenerlos en los implantes más pequeños de cuatro módulos independientes, pues en caso contrario, la prótesis supondría un fracaso. No obstante, con los modelos de mayor tamaño compuestos de dos piezas, es posible realizar indicaciones más amplias. La congruencia de las superficies protésicas mantiene la estabilidad antero-posterior prescindiendo de los ligamentos cruzados que son sacrificados. De otra parte, resulta factible corregir deformidades superiores a 40 grados, dado el tamaño de los componentes y la mayor resección ósea. Algunos autores, como Freeman, refieren resultados muy satisfactorios en deformidades muy severas. Es por ello, que el campo de aplicación de las prótesis de deslizamiento se ha incrementado en los últimos tiempos, consecuentemente

con un mayor perfeccionamiento en el diseño, una técnica quirúrgica más minuciosa y una más amplia experiencia.

Perteneciente al primer grupo de artroprótesis de deslizamiento, compuesto por 4 componentes independientes de pequeño tamaño, dos femorales y dos tibiales, describimos ahora las técnicas de las rodillas policéntricas y St. Georg.

1. PROTESIS POLICENTRICA.

Está basada en la idea original de Gunston que aplica en la rodilla los conceptos de baja fricción y fijación de los componentes con metil metacrilato como había hecho Charnley para la cadera.

Gunston, presenta su trabajo en la Asociación Canadiense de Ortopedia en 1969, y sus resultados plenamente satisfactorios son publicados tras un seguimiento de varios años (27).

En su diseño Gunston intenta simular la función de la rodilla cerca de la realidad. La movilidad es policéntrica y el tope a la flexión lo deberían constituir los tejidos blandos periarticulares. Los elementos estabilizadores quedan supeditados a la función muscular y ligamentosa.

Se persigue el menor cizallamiento posible a fin de evitar el despegamiento de los componentes.

La artroplastia policéntrica requiere escaso sacrificio óseo, constituyendo una de sus mayores ventajas al dejar la puerta abierta a procedimientos de salvamento tales, como otro tipo de prótesis o la artrodesis.

Características del modelo.

Originalmente se compone de dos trineos metálicos de forma semicircular, situados sagital y posteriormente en los cóndilos femorales. Estos trineos contactan con unos railes apropiados de polietileno de alta densidad situados en la tibia. Los componentes son fijados con polimetil metacrilato.

Los "rieles" de polietileno mantienen alguna holgura con respecto a los trineos metálicos permitiendo cierto movimiento de rotación axial. Se fabrican en varios tamaños.

La Clínica Mayo adoptó este modelo que utiliza desde 1970, introduciendo ligeras modificaciones que residen básicamente en una mayor adaptabilidad de los platos tibiales para corregir deformidades en varo y valgo. También los componentes femorales es tán calculados con una base más amplia del carril que facilita una colocación más local y proporciona una superficie de carga más amplia (28). (Fig. 63).



Figura 63.- Prótesis policéntrica.

Técnica quirúrgica.

La técnica quirúrgica es publicada por Gunston (27) en 1973. La Clínica Mayo utiliza el mismo proceder, hecha la salvedad en dos puntos: modifica la instrumentación y da menos inclinación a los elementos condileos, puesto que la mayor verticalidad de éstos requiere un menor tamaño de los mismos. (Fig. 64).

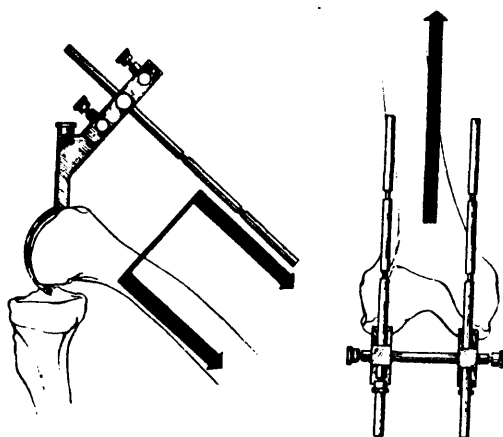


Figura 64.- Instrumentación en la técnica de la prótesis policéntrica.

Describimos la técnica publicada por Skolnick y cols. de la Clínica Mayo (29):

Incisión ligeramente curvada anteromedial extendiéndose distalmente hasta la inserción del tendón rotuliano. La disección se profundiza intraarticularmente y la rótula se refleja lateralmente. Se hace un cultivo en este momento.

Liberación del paquete de Hoffa que se excinde en la porción necesaria y separa la cápsula con lo que se obtiene un buen campo operatorio.

Sinovectomía cuando la sinovial aparece hiperreactiva e hipertrófica, como ocurre en la artritis reumatoide.

Resección de osteofitos. Se coloca una plantilla adecuada contra los cóndilos femorales de forma que la varilla sea paralela al fémur y apunte a la articulación de la cadera.

Se cortan dos líneas paralelas en cada cóndilo femoral, que se traducen en surcos dentro del área de carga. Estos surcos se profundizan gradualmente con sierra o con osteotomo. También se utiliza una fresa hueca, haciendo dos agujeros en el lecho para permitir colocar la prótesis femoral de prueba y se extiende la rodilla. En este momento se hace el ajuste para corregir las deformidades en varo-valgo, o en flexión, haciendo más profundas las muescas de ser necesario.

Con la rodilla ligeramente flexionada y los componentes femorales de prueba en su sitio, se realizan los correspondientes cortes en la tibia que se van profundizando y dando forma hasta permitir alojar los componentes tibiales. Se utiliza la prótesis mas larga posible. Con una cucharilla se practica un agujero en el centro del lecho, probando los cuatro componentes. Si el resultado es satisfactorio se cementan primero los trineos metálicos. Seguidamente son cementados los platos de polietileno, separadamente o al mismo tiempo, utilizando un instrumento adecuado para su impactación.

Hay que cerciorarse que no queden restos de cemento y de no dejar la rodilla hiperextendida. Esta contingencia debe ser prevenida situando los componentes femorales bien posicionados. Cuanto mas anteriores queden, menos posibilidades habrá de hiperextensión. La rótula puede requerir una facetectomía lateral.

El correcto alineamiento es uno de los factores que mas afectan al resultado y Skolnick recomienda que una rodilla en valgo debe quedar reducida a 0°; cuando se trata de un varo se debe dejar en 5° de valgo como alineamiento ideal.

Los autores de esta técnica no realizan plastias ligamentosas, siendo más partidarios de indicar otro tipo de prótesis en los casos donde los ligamentos no son adecuados. En cambio, en algunos casos, han combinado operaciones adicionales como plicatura de la cápsula, alargamiento de los isquiotibiales, etc. Antes de cerrar la herida operatoria se libera el torniquete verificando una hemostasia cuidadosa. Durante la operación se riega con solución de neomicina al 0,1%. Drenaje durante 48 horas y vendaje compresivo de Robert Jones.

Profilácticamente se utilizan antibióticos durante tres días empezando intraoperatoriamente.

Al 4^a día se inicia la terapéutica física sin vendaje. Carga parcial de 18 kg, aumentando paulatinamente el arco de movilidad conforme lo permite la herida. Si es preciso se hará manipulación bajo anestesia 10 días después, cuando no se han obtenido los 70° de flexión. Carga completa al mes.

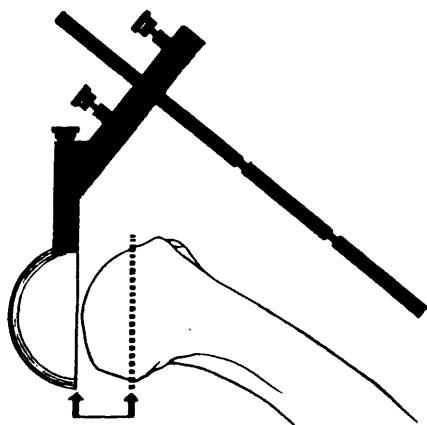


Figura 65.- Orientación de la plantilla.



Figura 66.- Tiempos fundamentales de la técnica quirúrgica policéntrica.

Indicaciones.

La artroplastia total de rodilla tipo policéntrica se reservó en un principio para pacientes con artritis reumatoidea. Conforme se ganó experiencia se fueron aumentando las indicaciones a los casos con dolor invalidante y deformidad por artrosis degenerativa y postraumática.

No se recomienda cuando resulta susceptible de obtener un buen resultado mediante una osteotomía tibial proximal. Las inestabilidades ligamentosas acusadas invalidan su uso. Como aplicación adicional (28) puede utilizarse la p. policéntrica en la enfermedad unicompartmental.

En un trabajo publicado por Skolnick y cols. en 1976 (29), sobre 567 artroplastias policéntricas, estas fueron aplicadas etiológicamente en la forma siguiente: artritis reumatoidea 342, gonartrosis 193, artrosis postraumática 25, espondilitis anquilosante 4 y una vez en pseudogota, artropatía neuropática y osteonecrosis.

Contraindicaciones.

Las contraindicaciones de este tipo de artroplastia son referidas fundamentalmente a las graves insuficiencias de los ligamentos laterales y cruzado posterior.

Las pérdidas severas de hueso harán muy difícil el alineamiento perfecto.

Las deformidades pronunciadas en varo, valgo o recurvatum serán causa de resultado insatisfactorio.

La artrodesis es difícilmente rescatable con la prótesis policéntrica.

Por último, la sepsis aguda e insuficiencia del aparato extensor, son como es habitual, motivo de contraindicación absoluta.

Resultados.

Los resultados obtenidos por la Clínica Mayo (que reflejamos aquí) confirman en general los hallazgos de Gunston.

El arco de movilidad obtenido alcanza en general los 90°, siendo en algunas rodillas de 120°. En los casos en que preoperatoriamente la movilidad estuviera muy limitada, cabe esperar un arco útil de aproximadamente 70° - 80° de flexión.

Con respecto al dolor postoperatorio, el 65% de los pacientes se habían liberado totalmente del mismo. Existía un 20%

con molestias suaves. Teniendo en cuenta que el 95% de los casos presentaban dolor severo antes de la operación, el resultado de la misma es considerado como bueno por sus autores.

Sobre otro tipo de valoración como la necesidad de bastones, el 64% de las rodillas podían caminar sin ningún tipo de ayuda. El 34% precisaban 1 ó 2 bastones. Había un 2% que estaban impedidos para caminar (29).

En cuanto a las complicaciones se registró una tasa de infección de 2,8%. Los cultivos realizados intraoperatoriamente habían arrojado un 18% de positividad, detectando diversos gérmenes fundamentalmente el estafilococcus epidermis.

Junto con la infección el grado mayor de complicaciones fue debido al mal alineamiento y al despegamiento.

El 0,5% de pacientes sufrieron embolismo pulmonar. Flebitis postoperatoria se apreció en 1,2% de los casos y paresia del c.p.e. en 1,4% que se recuperó espontáneamente en la mayoría de los casos.

En total, el 10,2% de rodillas (29) hubieron de ser reoperadas por causas de despegamiento, infección, dolor fuerte residual, fracturas por fatiga y traumáticas, inestabilidad y dislocación o subluxación.

Como resumen, los cirujanos de la Clínica Mayo, tras la evaluación de los resultados en su dilatada experiencia con la artroplastia policéntrica, consideran que esta satisface los requerimientos básicos de la vida diaria respecto al arco de movilidad. Dolor incapacitante y deformidad son las indicaciones principales para la operación.

Cuando hay contraindicaciones para la rodilla policéntrica consideran que un tipo mas constreñido de prótesis con o sin charnela puede ser considerado.

Las indicaciones de la osteotomía tibial deben ser respetadas.

Algunos factores como las características del desgaste y la duración de la fijación, son indefinidos en esta evaluación, al requerir mayor tiempo para dar una respuesta definitiva. Esta cuestión se clarifica en estudios más actuales.

Recientemente Richard S. Bryan y cols. (56), a este respecto, han presentado el resultado de una evaluación a largo plazo sobre dos grupos de rodillas policéntricas. El primero de 106 artroplastias realizadas en la Clínica Mayo, de julio de 1970 a julio de 1971. El segundo grupo de 101 fueron operados a partir de esta fecha y hasta enero de 1972. Los fallos consistieron fundamentalmente en dolor patelar, dislocación o subluxación y hundimiento del componente tibial. Una causa importante de fracasos ha sido motivada por el despegamiento, que invariablemente ha recaído en el componente tibial. En principio, alrededor del componente tibial pueden evidenciarse líneas radiolucientes posiblemente como respuesta al stress producido. La respuesta del hueso suele ser la aparición de una línea cortical y la línea radioluciente termina por desaparecer (56). Si el stress no es superado las trabeculas óseas son desintegradas y el despegamiento se hace evidente.

La infección como causa de fallo es común en grado de incidencia con otros tipos de artroplastias.

Finalmente se constata que, el dolor que ocupa un lugar destacado entre las complicaciones, no apareció a nivel patelar en las rodillas operadas por gonartrosis.

La importancia de este artículo estriba en la disparidad de los resultados de las primeras evaluaciones comparativamente a los encontrados en este seguimiento a largo plazo. Bryan hace énfasis en el progresivo deterioro de la artroplastia policéntrica

ca, que obtuvo un 86% de buenos resultados en las primeras 500 rodillas (incluyendo las de este reportaje), y que son similares a los obtenidos por otros autores a los 2 años. Se subraya el hecho de que la artroplastia no cura la artritis reumatoidea cuyo proceso de alguna forma continua. El tiempo deteriora el hueso y los ligamentos, que en seguimientos cortos permanecen estables y a mas largo plazo llegaron a claudicar.

Los autores de este trabajo, no obstante, consideran en general buenos los resultados obtenidos en sus pacientes después de 5 años, en donde aparecieron algunas complicaciones que en parte pueden ser evitadas con la experiencia conseguida.

Por todo ello, se reitera el convencimiento de la presencia actual de un lugar para las prótesis no constreñidas, y la necesidad de realizar estudios prospectivos reiterados. Los resultados obtenidos en los 2 primeros años se consideran de escaso valor para este tipo de cirugía.

2. PROTESIS DE DESLIZAMIENTO ST. GEORG. MODELO EN TRINEO.

Características.

Diseñada por el Hospital de St. Georg, en Hamburgo, es una artroplastia de baja fricción. Se compone de elementos independientes. El femoral es un rodillo de metal en aleación de cromo cobalto que sustituye únicamente la superficie de apoyo del condilo femoral. Se desliza sobre una superficie plana, compuesta de un bloque de polietileno de elevado peso molecular, que sustituye a la correspondiente articulación tibial.

La superficie convexa del trineo y la superficie plana del bloque permite un contacto casi de punto a punto, a diferencia del modelo que describimos anteriormente.

De esta manera sus diseñadores intentan que el desgaste sea mínimo y el movimiento resulte libre de trabas, discurrendo de forma enteramente fisiológica bajo la tutela de los ligamentos y elementos estabilizadores de la rodilla.

El componente femoral lleva dos tetones de anclaje en el hueso y se fabrica en varios tamaños, resultantes de la media de diferentes perfiles condilares.

El plato tibial ha sufrido varias modificaciones. Inicialmente era un bloque rectangular que fue sustituido por un modelo mas ligero y con forma semicircular. Ultimamente, esta forma de semiluna se ha modificado ajustándola al perfil anatómico de la glena tibial. Igualmente se fabrica en distintos tamaños con diferentes grosores de la cubierta de polietileno (Fig. 67).

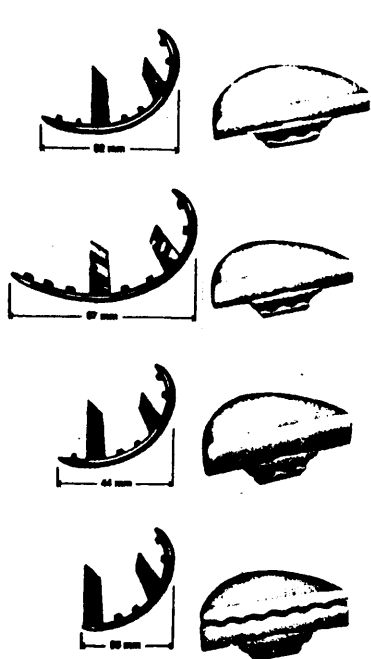


Figura 67.- Variantes standard del modelo en trineo "St. Georg".

La prótesis puede insertarse medialmente, lateralmente o bilateralmente

Técnica quirúrgica.

Incisión parapatelar medial, con su borde inferior al lado de la tuberosidad que siempre se respeta. Buchholz prefiere la sección parcial del vasto interno. Se visualiza la articulación, realizando sinovectomía sistemáticamente en casos de artritis reumatoide. Se flexiona la rodilla procurando un campo amplio de la articulación. Ahora se extirpan ambos meniscos. (Ver casuística personal).

Primeramente se prepara el fémur, levantando a escoplo una pequeña cáscara de la superficie de apoyo de los cóndilos hasta llegar a tejido subcondral. Un instrumento especial, acoplado sobre el hueso nos indica el punto donde se realizan dos tunelizaciones a fin de contener los tetones protésicos. La primera perforación sigue generalmente el eje femoral, la segunda es ligeramente radial a la primera. Ahora se prueba el componente metálico que debe quedar bien ajustado y orientado correctamente.

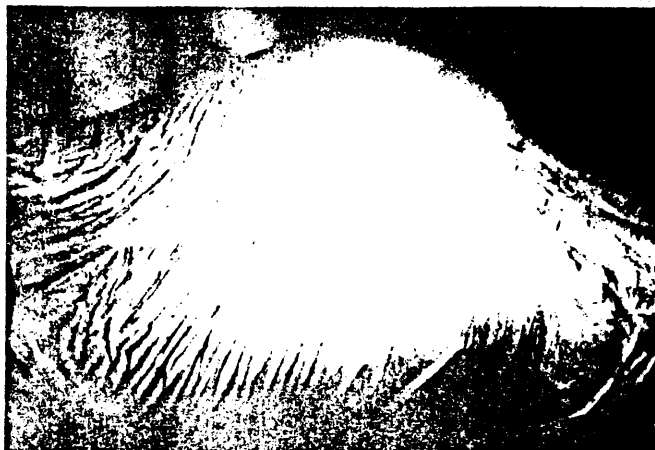


Figura 68.- Incisión parapatelar medial.

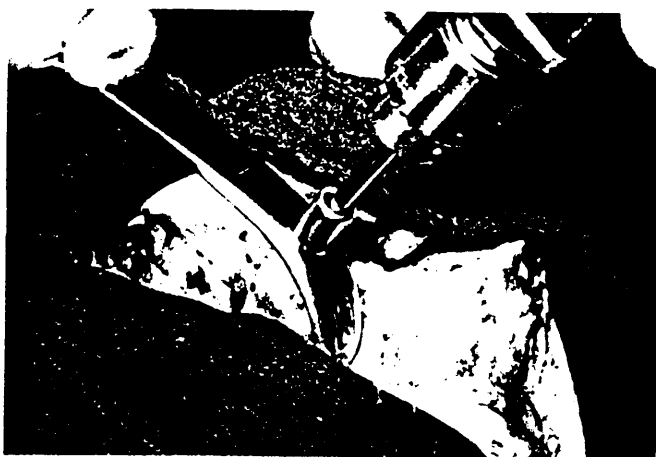


Figura 69.- La guña condilar marca los puntos de taladro para el anclaje del componente femoral.



Figura 70.- Lecho femoral preparado.

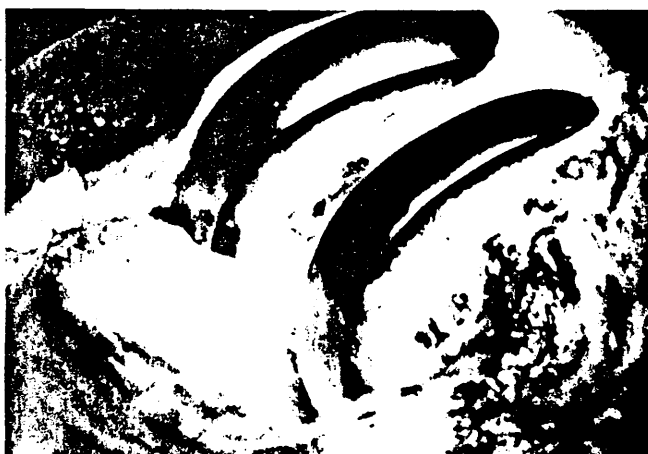


Figura 71.- El componente femoral debe quedar correctamente orientado.

A continuación utilizando una sierra oscilante se levanta una delgada pastilla de ambas glenas tibiales respetando el macizo central de la articulación. El corte debe ser perpendicular a la tibia que a su vez debe estar ahora perpendicular a la mesa de operaciones. En el lado medial del lecho se mandrila un canal para el anclaje de los componentes tibiales que han de quedar correctamente orientados entre ellos y respecto a la tibia. Proba-mos ahora la prótesis completa asegurándonos de que el recorrido articular sea satisfactorio y el contacto de los componentes co-rrecto.

La operación se realiza con torniquete, que es retirado en este momento seguido de escrupulosa hemostasia.

Se cementan primero los patines metálicos del fémur con la rodilla en flexión. Después cementamos los tibiales extendiendo la articulación, maniobra que consigue la impactación de ambos componentes. Es importante no dejar restos de cemento. Todas las estructuras que estabilizan la rodilla deben ser escrupulosamente respetadas. En casos especiales, se puede hacer, ahora, alguna operación suplementaria para el refuerzo de los ligamentos. (Figs. 72, 73 y 74).

Cierre por planos de la herida operatoria, dejando dos drenajes articulares y otros dos en plano subaponeurotico. Un vendaje almohadillado hasta la raíz del muslo completa esta operación. El miembro es colocado en una férula dinámica que permite cambiar periódicamente el grado de flexión de la rodilla.



Figura 72.- Extirpación de una lámina ósea de la meseta tibial.



Figura 73.- Preparado su lecho se prueba el componente tibial.



Figura 74.- Prótesis completa cementada.

La rehabilitación pasiva se inicia al segundo día, así como ejercicios de contracción isotónicos. La movilidad activa se autoriza en cuanto lo permite la evolución de la herida operatoria, normalmente al 7^a día. El paciente puede caminar aproximadamente a los diez días.



Figura 75.- Radiografía de rodilla artrítica con prótesis bicondilea St. Georg.

Indicaciones.

Las cuatro condiciones esenciales para la indicación de este implante son:

- 1) Movilidad de la articulación no inferior a los 70°
- 2) No contractura en flexión superior a los 20°
- 3) Deformidad en valgo o varo inferior a los 20°
- 4) Estabilidad completa de los ligamentos laterales.

Sus autores (26) han indicado la artroplastia de deslizamiento en artritis reumatoide (125 casos bilateral, 16 lateral y 4 medial). En gonartrosis (66 casos bilateral, 156 medial y 13 la

teral). En artrosis postraumática (16 bilateral, 17 medial y 13 lateral), y en fracturas frescas (24 casos lateralmente).

Asimismo han combinado esta operación a los siguientes procedimientos quirúrgicos: 1) Sinovectomías en A.R.; 2) Sindeesmoplastias del ligamento cruzado (4 rodillas); 3) Capsulotomía posterior (4 rodillas); 4) Osteotomía supracondílea (3 rodillas); 5) Osteotomía tibial alta (2 rodillas); 6) Patelectomía (14 rodillas); 7) Transposición del tendón patelar (2 rodillas); 8) Operación de Bandi (2 rodillas).

Resultados.

Los autores valoran principalmente el dolor, la movilidad, la estabilidad y la deformidad. Sobre 450 artroplastias (26), los resultados obtenidos en cuanto al dolor son sensiblemente iguales en gonartrosis que en artritis reumatoidea y oscilan alrededor del 80% de buenos resultados. Un índice más bajo se registra en artrosis postraumática, (67%). La movilidad mejora igualmente, experimentando la mayor diferencia entre el pre y postoperatorio en artritis reumatoide. La ausencia absoluta de inestabilidad en el postoperatorio es del 87%, y no se aprecia grado alguno de deformidad en varo o valgo en el 80% de los casos.

Con respecto a las complicaciones se registra un 1,02% de infecciones, realizando dos cambios y una artrodesis por este motivo. Se observaron despegamientos en 3,73% de los casos. En tres pacientes se advirtió cemento interpuesto. En otros tres hubo necrosis de la piel. Asimismo hubo tres lesiones del c.p.e. con recuperación espontánea en dos ocasiones. Permaneció la inestabilidad en 14 casos (4,76%).

En general, las complicaciones con artroplastia de deslizamiento St. Georg-Buchholz, son de una gravedad notablemente

inferior a las registradas con la prótesis de bisagra del mismo autor. A su vez, resalta en la casuística cómo algunos fallos fueron resueltos con reconversiones.

Por último, cabe destacar que el porcentaje de infección es bajo, circunstancia que sin duda se ve condicionada por el uso de cemento asociado con antibióticos, unido al rigor quirúrgico de este equipo especializado en cirugía endoprotésica que actualmente desarrolla su actividad en la Endoklinik de Hamburgo.

Seguidamente, describimos algunas técnicas de entre las más importantes, correspondientes al segundo grupo de artroplastias de deslizamiento.

Ya hemos dicho cómo, en general, simplifican sus formas y se ajustan a un diseño más geométrico y menos anatómico.

En un comentario final se resumen las ventajas e inconvenientes con respecto al grupo anterior.

1. ARTROPLASTIA GEOMETRICA DE RODILLA.

Se llama así porque habiéndose concebido para la sustitución de la articulación tibiofemoral, esto no ocurre de una forma enteramente anatómica y parte de la zona no articular es también sustituida.

La rodilla geométrica se desarrolló en U.S.A. por cinco cirujanos ortopédicos (Lee H. Riley, Gerald A.M. Finerman, Roderick H. Turner, Jackson E. Upshaw y Mark B. Coventry), que inicialmente trabajaron de forma individual y finalmente combinaron sus esfuerzos.

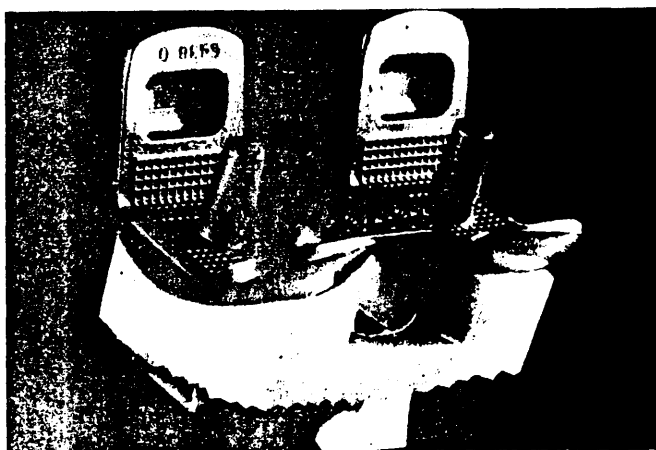
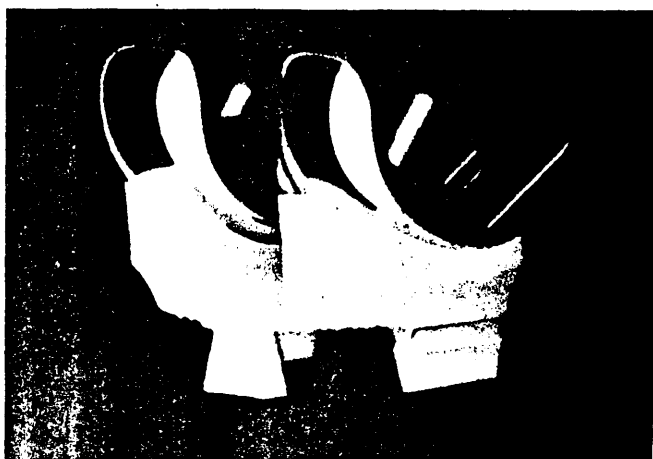


Figura 76.- Dos perspectivas de la prótesis geométrica.

Objetivos principales:

- 1ª) Articulación de metal-polietileno. El componente femoral es metálico y lleva una especie de puente que une las superficies de recubrimiento de los cóndilos. El

componente tibial, de polietileno, lleva una escotadura a fin de respetar el pivote central de la rodilla.

- 2ª) No existe unión rígida entre las porciones femoral y tibial.
- 3ª) Se persiguen cualidades de desgaste y fijación aceptables.
- 4ª) Permite corregir malposiciones de la rodilla.
- 5ª) Posibilidades de rescate en caso de fracaso.

Técnica quirúrgica.

(Seguimos los datos técnicos descritos por Coventry) (30).
Enfermo en decúbito supino. Se coloca un saquito de arena en la zona trocanterea, con lo que se consigue corregir la rotación externa fisiológica de la pierna y ayudar en la orientación durante el procedimiento.

Se utiliza torniquete.

Incisión arqueada, desde tres pulgadas por encima de la rótula hasta la inserción del ligamento rotuliano. Disección subcutánea mínima ampliando la incisión entre el recto femoral y el vasto medial. Exposición suficiente hasta evertir la rótula. El paquete de grasa infrarrotuliano se excinde y se disecciona la cápsula hasta el ligamento colateral. Entonces se flexiona la rodilla a 90° y el resto del procedimiento se lleva a cabo en esta posición.

En pacientes reumatoides se reseca la sinovial. Limpieza de osteofitos de la cara lateral de la rótula y de los cóndilos. El borde anterior de los ligamentos lateral y medial se expone hasta tener campo suficiente para juzgar los límites del corte en la zona proximal. En este punto, con la guía de 30° en su si-

tio se calcula la corrección que necesita la rodilla a tenor del grado de deformidad. Se procede a la remoción de los cóndilos femorales para el anclaje del componente femoral. (Figs. 77, 78 y 79) (Esquemas de Howmedica). Seguidamente pasamos al tiempo tí-

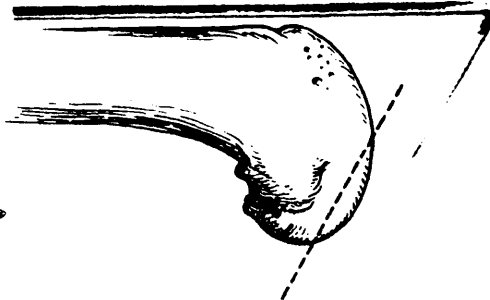


Figura 77.- La línea del corte de la osteotomía marca una incidencia de 30°.

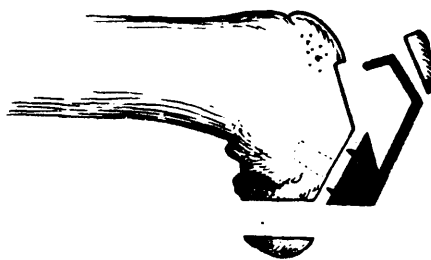


Figura 78.- Se completan las osteotomías oblicuas a la primera.

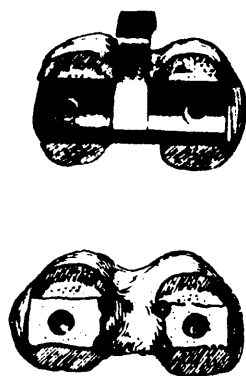


Figura 79.- Perspectiva de la porción inferior del fémur con la plantilla y taladros conformados.

bial, sirviéndonos de una plantilla que tiene dos objetivos: a) ayuda en la alineación respecto a la rotación y desplazamiento lateral de la tibia, de forma que las relaciones de esta con respecto al fémur sean correctas. b) La plantilla tibial se utiliza para marcar el islote óseo central donde se insertan los ligamentos cruzados. Para ello, se marcan líneas paralelas con azul de metileno que dirigen el corte. La parte superior de la tibia es cortada con sierra oscilante. (Figs. 80 y 81). El grado de resección debe estar acorde con las características del paciente. Coventry (30) recomienda que cuando existe una deformidad en varo esta debe ser corregida dejándola en 5° de valgo. En el caso de una deformidad en valgo se debe quedar en 0° de eje neutro, es

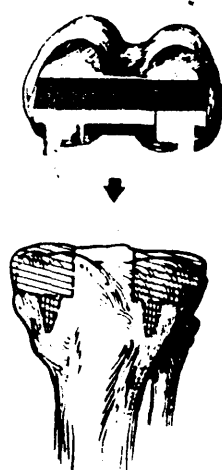


Figura 80.- Indicación de la cantidad de hueso medial y lateral que debe ser removido.

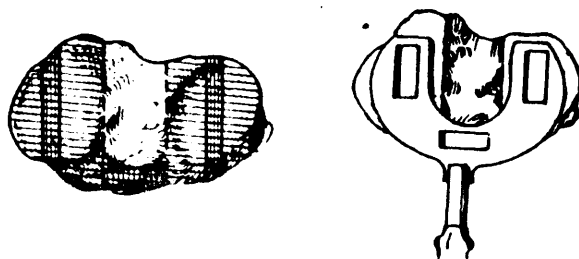


Figura 81.- Perspectiva de la porción superior de la tibia y plantilla para el marcaje de los taladros de fijación.

decir, conviene hipercorregir ligeramente. Como esto es difícil conseguir por métodos visuales se ha desarrollado la guía axial. (Fig. 82). Con ésta en su sitio, debe quedar un espacio entre fémur y tibia, con la rodilla en extensión, de 1,5 cm. necesarios para insertar la prótesis geométrica. Con la alineación con seguida se practican las muescas en la tibia para acomodar el componente con su encaje tipo "cola de milano" en el puente.

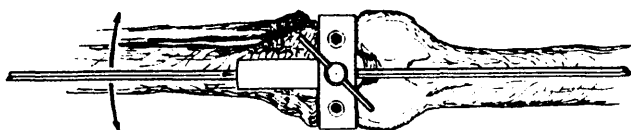


Figura 82.- La guía axial nos informa de la estabilidad y grado de corrección.

Se prueban los dos componentes para cerciorarse de la estabilidad y arco de recorrido (Fig. 83). Satisfechos del resultado, se cementan. A continuación se libera el torniquete, haciendo hemostasia de los vasos sangrantes, que suelen localizarse en un nivel superior a la altura de la incisión del vasto medial y recto anterior. Asimismo se procede con las arterias geniculares laterales. Se riega el campo, colocan drenajes. Cierre de la herida operatoria. Se inmoviliza el miembro con un vendaje de Robert Jones y una férula posterior.



Figura 83.- Prótesis situada.

Indicaciones.

Desde marzo de 1971 a septiembre de 1972, se insertaron 148 rodillas geométricas en la Clínica Mayo con arreglo a las siguientes indicaciones etiológicas: artritis reumatoidea 70, gonartrosis 65, artrosis postraumática 11, osteonecrosis 1 y lupus eritematoso 1.

Resultados.

En un trabajo estadístico sobre 75 rodillas evaluadas, publicado por Ilstrup y Cols. en 1976 (31), se obtienen los siguientes resultados:

La movilidad mejoró especialmente en artritis reumatoide después de la cirugía, incrementándose en 7° con respecto al preoperatorio.

El dolor, que estaba presente en todas las rodillas artrósicas antes de la operación, en grado severo o moderado, solamente se detectó en un 15% después de la misma. En artritis reumatoide de 97% en el pre pasó al 8% en el postoperatorio.

La mitad de los pacientes artrósicos que antes de sufrir la operación necesitaban ayuda, dejaron de precisarla. En los casos de artritis reumatoide el porcentaje de mejoría en este sentido es menor, lo que en parte puede estar justificado por la índole poliarticular de la afección. Asimismo, es valorada la capacidad para la marcha, siempre tras un seguimiento de dos años. En cuanto a los diferentes tipos de complicaciones pudo apreciarse: 1) 91% de las rodillas artrósicas y todas las reumatoideas mantenían el implante en buena localización 2 años después de la operación. 2) Ocho rodillas con gonartrosis mostraban signos de despegamiento, síntoma que no se evidenciaba en ninguna rodilla afectada de artritis reumatoide. 3) En este grupo no se apreciaron fracturas por fatiga, ni signos de infección profunda. 4) Había una rodilla dislocada.

La incidencia de infección, es considerada en el análisis de resultados que se hace a continuación de la prótesis geométrica, conjuntamente con los diseños más actualizados.

Con respecto a algunos problemas vasculares como la tromboflebitis, con una incidencia notable en otras estadísticas, Coventry considera que puede ser aminorada con un vendaje compresivo seguido de una media elástica y una deambulaci6n precoz.

Evoluci6n y situaci6n presente de la prótesis geométrica (57).

La experiencia demostró que en el modelo original existían despegamientos en grado importante en seguimientos a mas largo plazo. A fin de eliminar estos problemas, en principio, se modificó el diseño original, rebajando el reborde posterior para evi-

tar la bascula en flexión, mejorando también la inserción en cola de milano. Posteriormente, se aumentó la superficie de apoyo tibial y se hizo vertical el borde lateral. También se hizo más suave el borde anterior, a fin de evitar el contacto con el componente femoral en la hiperextensión. De esta forma se pasó del diseño original Mark I al Mark III. (Fig. 84).

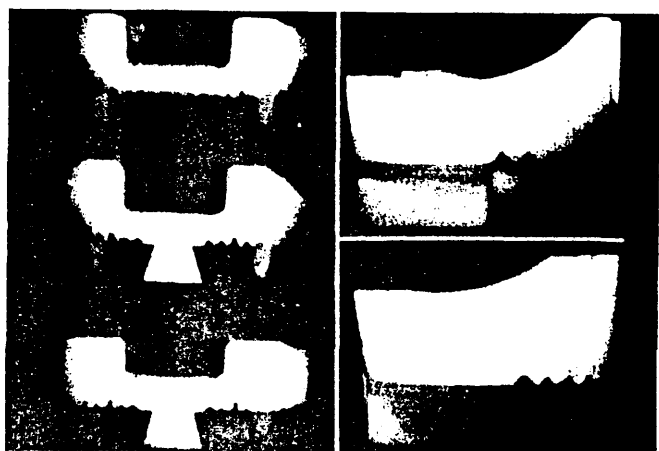


Figura 84.- Evolución de la rodilla geométrica, componente tibial (Mark I, Mark II y Mark III).

En el análisis de las primeras Mark III, después de 1975 y con seguimiento de 1 año, se comprobó la presencia de líneas radiolucientes en el 70% de los casos en el componente tibial, que eran incompletas casi en su totalidad, no rebasando los 2 mm. ni resultaron progresivas. Cinco de las 100 rodillas fallaron a causa del componente tibial y fueron reoperadas. En ningún caso existía malposición de la prótesis.

De otra parte, los estudios mecánicos realizados por Coventry y cols. (57), demostraron la conveniencia de conservar el ligamento cruzado posterior por su participación en los movimientos más finos, tanto, como en el control en evitar la subluxación anterior.

En base a estos conceptos surge entonces la rodilla Mark IV, que sus autores denominan anamétrica para connotar la naturaleza más anatómica que geométrica del diseño.

Características de la prótesis anamétrica (58).

Partiendo de la rodilla geométrica se intenta incrementar el rango de moción, decrecer el stress en la interfase hueso cemento, preservar los ligamentos que estabilizan la articulación, permitir la rotación, proveer el reemplazamiento rotuliano y simplificar el procedimiento quirúrgico.

A tal fin, se incorpora al componente femoral una pestaña para articular con la patela. La curvatura de los cóndilos se hace policéntrica, con 80° de divergencia para permitir el mecanismo de rotación. Se introduce un pivote central para mejorar la estabilidad lateral y un pequeño vástago es añadido para ayudar el anclaje tibial. Este componente puede ser metálico con superficies de deslizamiento en polietileno, o bien fabricado íntegramente de este material. (Figs. 85 y 86).

Resultados de la prótesis anamétrica.

Se analizan 112 rodillas operadas en 96 pacientes, con seguimiento de 1 año; según Finerman y cols. (58).

Las indicaciones fueron: 31 artritis reumatoidea, 81 gonartrosis (6 postraumáticas, 4 postosteotomías, 2 fallos de prótesis total y 1 de Mc Intosh).

En la evaluación, se utiliza una escala numérica de 1 a 10.

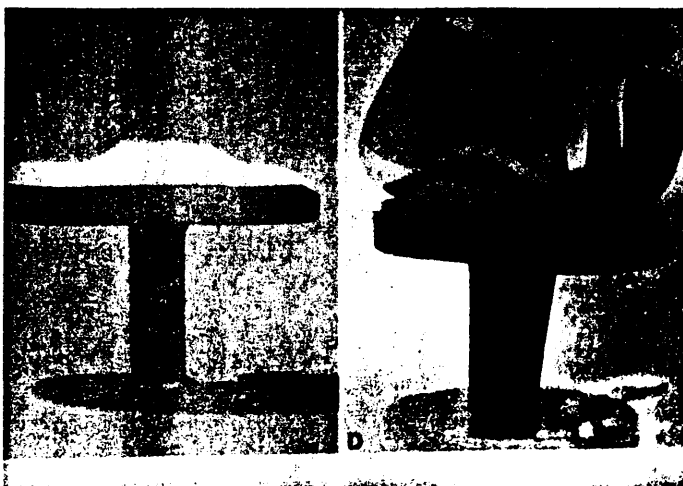


Figura 85.- Prótesis anamétrica con superficie de deslizamiento tibial en polietileno.

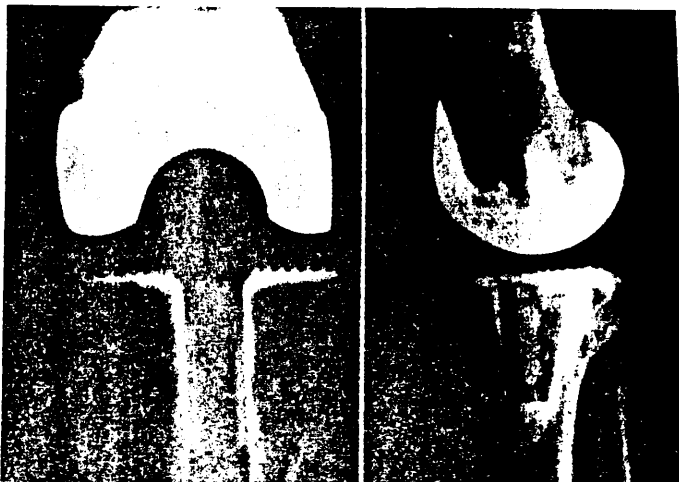


Figura 86.- Prótesis anamétrica. Componente tibial íntegramente de polietileno.

Resultados en gonartrosis.

	Preoperatorio	Postoperatorio
Dolor	3,2	8,7
Habilidad para el trabajo	4,5	8,4
Función	4,2	8,1
Arco de flexión	93°	100°

Resultados en A.R.

	Preoperatorio	Postoperatorio
Dolor	2,2	9,1
Habilidad para el trabajo	3,6	8,5
Función	3,1	8,3
Arco de flexión	91°	102°

Se consiguieron significativos grados de varo y valgo.

Como resumen, de las complicaciones habidas en este período de transición, publicada por Coventry (57), se registró un 1,8% de infección profunda tras 2 años de seguimiento en 119 rodillas geométricas. Hasta el momento sólo es de 0,8 en anamétrica. Petty y cols. encontraron 2% de infecciones en 1.045 artroplastias geométricas y policéntricas. Surgida esta complicación, Coventry señala que si el diagnóstico es precoz se debe intentar resolver el problema con desbridamiento y lavado. En otro caso, será necesario extraer la prótesis y cuando no es posible reimplantar, hay que realizar la artrodesis.

Para el modelo Mark III hubo un 5% de despegamiento, complicación que aún no se ha detectado en la rodilla anamétrica. El autor de esta técnica considera segura la prótesis cuando no se han detectado síntomas de despegamiento en los primeros años.

En la evaluación de los resultados, no se especifica si se han presentado fracturas y la incidencia de las mismas, excep-

tuando una rotura de Mark IV. Se atribuye en general la causa de las mismas a errores de técnica, actitud de la prótesis, falta de alineamiento y calidad del hueso subyacente.

No se han visto casos de dislocación con los modelos de las últimas series.

Por último y como causas de fallo de la prótesis anamétrica, Finerman y Coventry, han encontrado: 1 anquilosis fibrosa, 1 caso de fallecimiento por accidente cerebro vascular, 1 dehiscencia de sutura que precisó un colgajo secundario, 1 tromboflebitis sin consecuencias y 1 parálisis del c.p.e.

2. ARTROPLASTIA DE RODILLA ICLH. (Freeman)

El primer diseño de sustitución de las superficies naturales de la rodilla se inició en 1968 en el Imperial College de Londres. Se conoció como prótesis de Freeman-Swanson. La primera implantación tuvo lugar en el London Hospital en 1970. En 1972 se informó de los resultados preliminares a la British Orthopaedic Association.

Los resultados de esta prueba fueron fidedignamente estudiados y así se pudo comprobar como, en ocasiones, el componente tibial tendía a hundirse y aflojarse. El dolor rotuliano prevalecía en muchas rodillas requiriendo tratamiento con patelectomía. También en ocasiones pudo observarse que las superficies de polietileno se hallaban deterioradas por restos de cemento dejados en el compartimento posterior. Por último, el alineamiento de la rodilla y el control de la inestabilidad resultaba muy difícil de realizar a ojo.

Como resultado de estas observaciones fueron introduciéndose modificaciones en el implante primitivo y en los instrumentos,

llevadas a cabo en el Imperial College. También hubo variaciones del método quirúrgico en el London Hospital, hasta cristalizar en la técnica actual llamada ICLH correspondiente a las siglas de los centros antes mencionados.

Características del implante.

La prótesis ICLH tiene un componente femoral en aleación de cromo cobalto.

La cara anterior del mismo, a diferencia del modelo primitivo, se ha alargado en su borde superior, para ofrecer a la rótula una superficie de deslizamiento. Tiene forma bicondilar, modificando también el primer diseño, lo que favorece la retirada fácil del cemento residual a través de una mejor visualización. Se fabrica en dos tamaños, variando en su dimensión anteroposterior.

El componente tibial, de polietileno, puede fijarse con o sin cemento. La superficie de deslizamiento es cóncava. El tamaño se ha agrandado respecto al modelo primitivo hasta $7,7 \times 7,4$ cm., con el fin de ofrecer un mejor apoyo, cubriendo el total de la parte superior de la tibia. Se ha diseñado un instrumento especial para rebajar el exceso de polietileno que sobresalga de la tibia.

La cara inferior del plato lleva dos prolongaciones roscadas que proporcionan un ajuste al hueso similar a un tornillo de esponjosa. (Fig. 87).

La prótesis es autoestable y sacrifica los ligamentos cruzados.

Recientemente, Freeman, utiliza un tercer componente de polietileno para recubrimiento de la cara posterior de la rótula. La superficie es cóncava. Lleva también un tetón roscado que per-

mite su implantación sin necesidad de utilizar cemento. Está en estudio si con esta variante se mejora el dolor rotuliano residual respecto al proceder anterior, consistente en reseca la superficie de la rótula sin llegar a sustituirla.

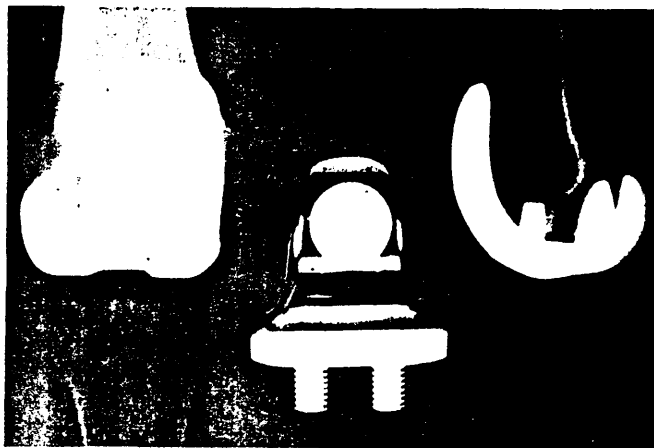


Figura 87.- Rodilla Freeman.

También se intenta en un futuro transformar las superficies en autoadherentes para eliminar el cemento (33).

Este modelo, está sometido a continua revisión y algunas modificaciones recientes no parecen definitivas. Por otra parte, parece ser que su uso se simultanea con versiones técnicas más anteriores, a fin de establecer bases críticas que permitan una mejor clarificación del tema.

Conceptos de la técnica quirúrgica.

Principios básicos.- La técnica de la artroplastia ICLH requiere un gran rigor en todos sus pasos mediante el uso de un instrumental preciso. Para que la artroplastia resulte satisfactoria se exigen los siguientes requisitos (34):

- 1ª) El extremo distal del fémur y proximal de tibia deben seccionarse de forma que la prótesis quede horizontal y que la cadera, rodilla y tobillo estén situados en la misma línea.
- 2ª) La prótesis debe insertarse de tal manera que los tejidos blandos estén tensos con la rodilla extendida y débilmente sueltos con la rodilla flexionada.
- 3ª) La rótula debe estar situada en la línea media de la rodilla para toda la gama de movimientos.
- 4ª) La liberación de las partes blandas en las deformidades fijas permitirá una corrección completa, sin necesidad de cortes óseos que puedan menoscabar la estabilidad.

Se requieren los siguientes instrumentos (Fig. 88):

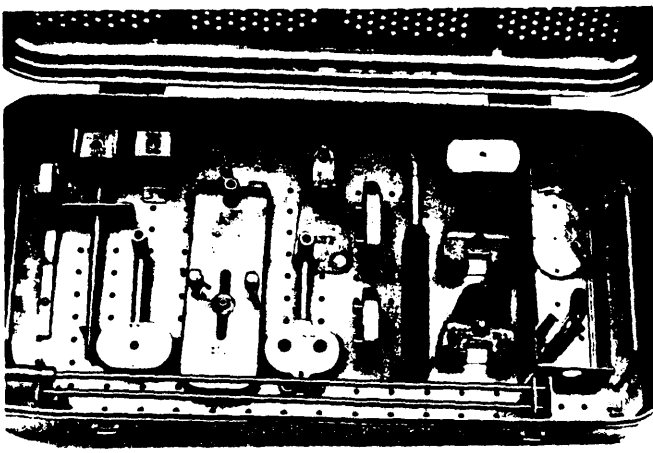


Figura 88.- Instrumental preciso para desarrollar la técnica.

La guía se utiliza para determinar las posiciones de las secciones óseas hechas con la rodilla flexionada.

El tensor indica la sección distal del fémur para corregir el alineamiento varo-valgo, regulando la tensión de los tejidos blandos con la rodilla extendida.

El distanciador verifica la corrección de las secciones óseas y el alineamiento.

Otros instrumentos adicionales como prótesis de prueba y plantillas, habituales en otras técnicas, son igualmente requeridos.

Técnica quirúrgica.

(Según M.A.R. Freeman) (Resumen). Incisión en línea media anterior de piel profundizando a través del retináculo de la rótula medial. La patela se disloca lateralmente y se flexiona la rodilla. Se resecan los ligamentos cruzados y se extraen los osteofitos.



Figura 89.- Exposición quirúrgica. Limpieza de osteofitos.

Liberación de tejidos blandos según propia técnica y tipo de deformidad. Sección ósea en flexión de 90°.

Se hace un canal en la línea media de la proyección de los cóndilos femorales para poder colocar la combinación de una guía de perforación y una plantilla femoral. (Fig. '90).

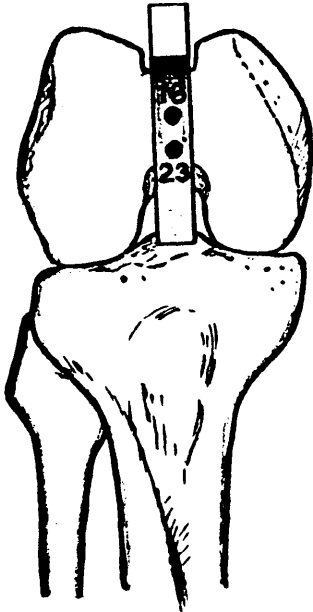




Figura 90.- Guía de perforación y plantilla femoral.

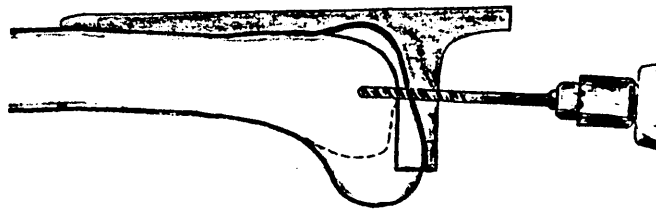


Figura 91.- Con una broca se pasa uno de los orificios de la guía femoral, a fin de establecer el tamaño de la prótesis femoral.

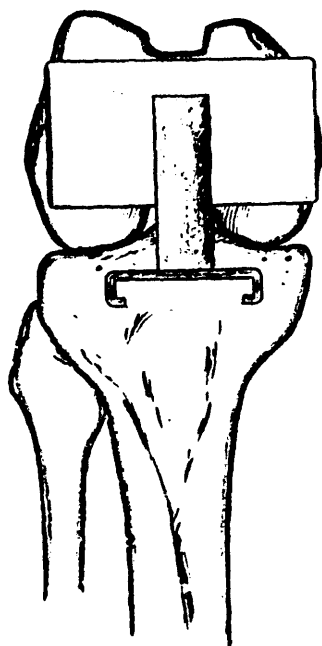


Figura 92.- Se introduce el vástago intramedular de la guía que quedará convenientemente si



Figura 93.- Resección de los cóndilos posteriores.

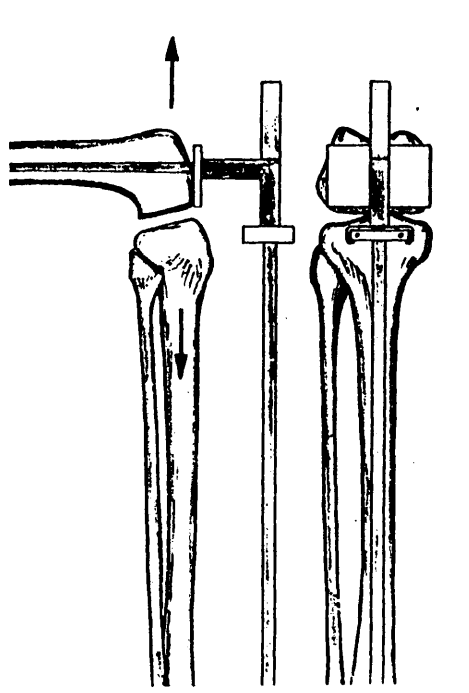


Figura 94.- Después de despegar adherencias y replegar la cápsula aprovechando el espacio, se ensamblan e insertan en el fémur la guía, el sostén de clavos y la varilla. Esta debe guardar el eje y quedar paralela a la tibia.



Figura 95.- Introducción de dos clavos en la tibia.

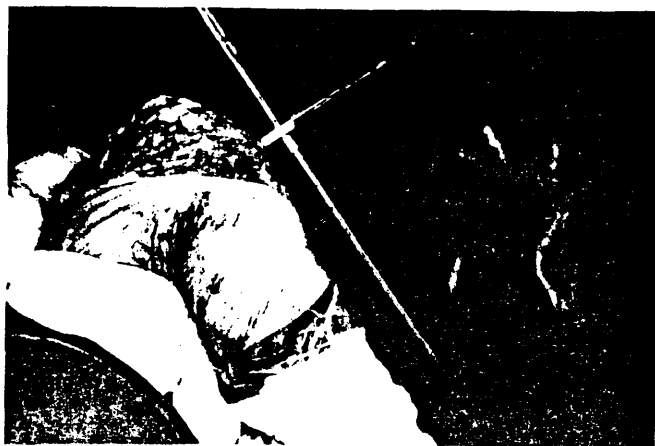


Figura 96.- Se extrae la guía, comprobando con la varilla que los clavos forman un ángulo de 90° con la tibia.

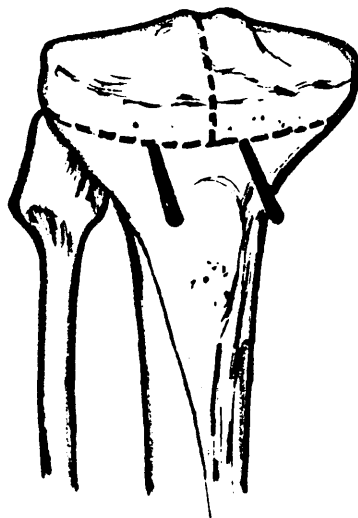


Figura 97.- La porción proximal de la tibia es resecada siguiendo el plano de los clavos.



Figura 98.- El distanciador debe quedar ajustado entre tibia y fémur. Su varilla seguirá el eje de la tibia.

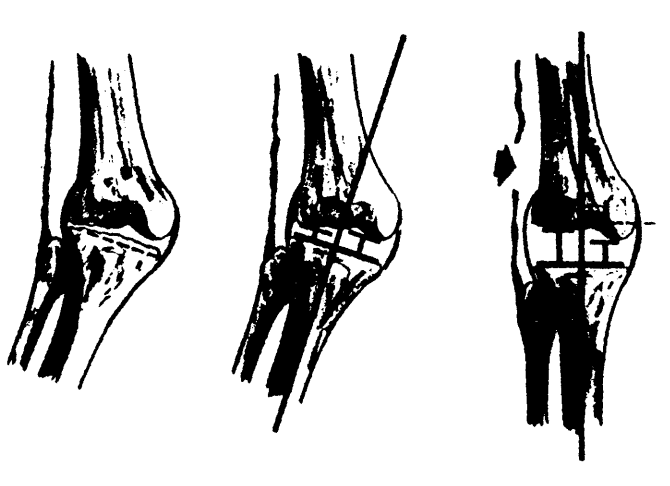


Figura 99.- Liberación de tejidos blandos. Con la rodilla en extensión se situa el tensor abriendo medial y lateralmente el espacio articular y tensando las estructuras blandas que pueden ser liberadas convenientemente.

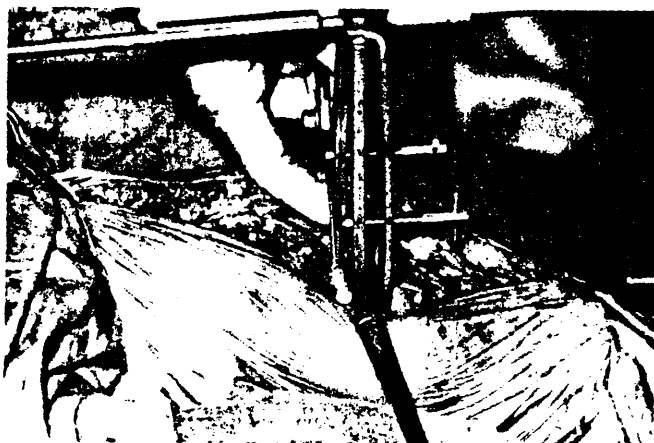


Figura 100.- Se conectan las dos mitades de las varillas del tensor para comprobar el correcto alineamiento del miembro.



Figura 101.- Tras realizar las muescas que indican la línea de osteotomía se reseca la porción inferior femoral con la rodilla flexionada y la plantilla en el fémur.

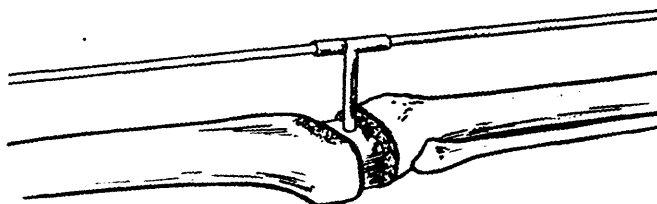


Figura 102.- Con la rodilla extendida se comprueba el alineamiento y la estabilidad varo-valgo.



Figura 103.- Preparación del fémur para el implante de la prótesis.



Figura 104.- Se utiliza una plantilla femoral.



Figura 105.- Adaptación de la prótesis de prueba.



Figura 106.- Tras verificar el correcto alineamiento se pasa al tiempo tibial. Con la plantilla y guía de perforación situadas se labran dos orificios.



Figura 107.- Debe elegirse el tamaño apropiado de prótesis de forma que ésta cubra por completo la meseta superior de la tibia sin sobresalir de la misma.

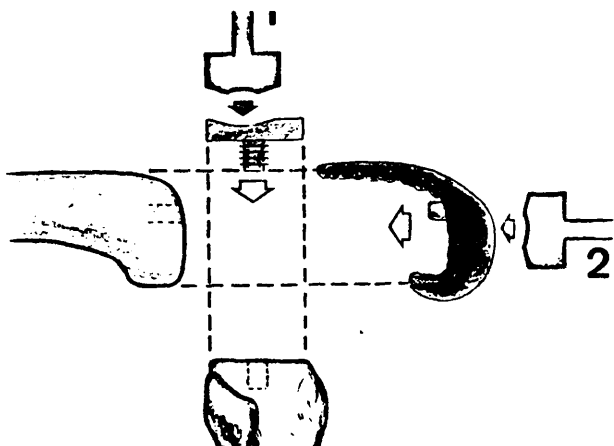


Figura 108.- Orden de fijación de los componentes protésicos:
1º tibial; 2º femoral.

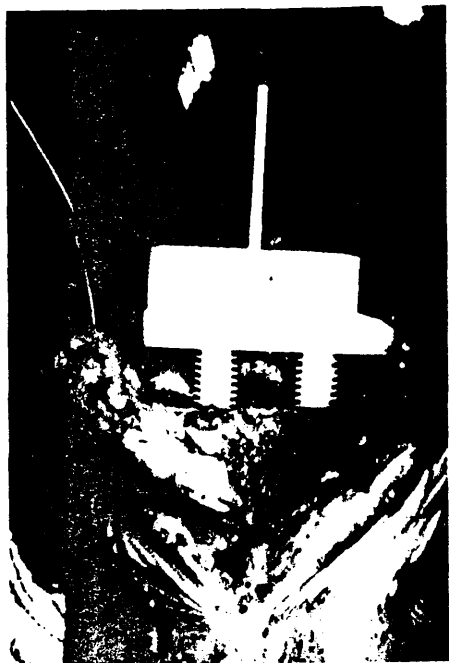


Figura 109.- El componente tibial puede impactarse sin necesidad de cemento. (Si se desea puede utilizarse una pequeña cantidad del mismo).



Figura 110.- El componente femoral precisa el concurso del cemento para su fijación.



Figura 111.- Es necesario extraer todos los restos de cemento.

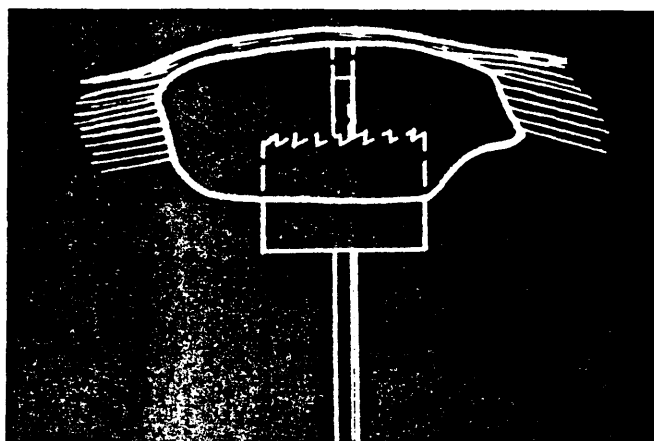


Figura 112. Se labra un lecho para la patela.

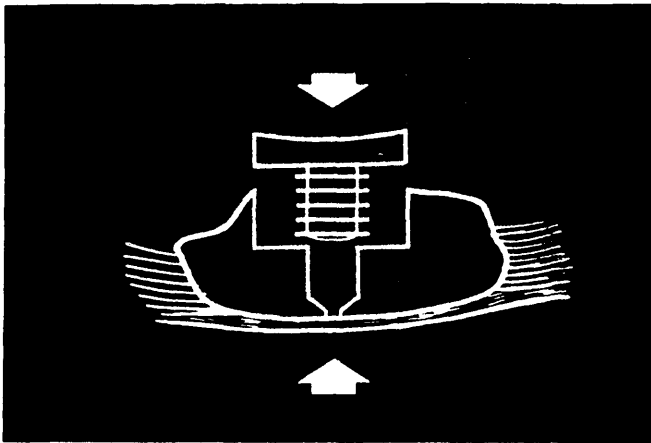


Figura 113.- El método de fijación de la superficie patelar es similar al seguido con el componente tibial.

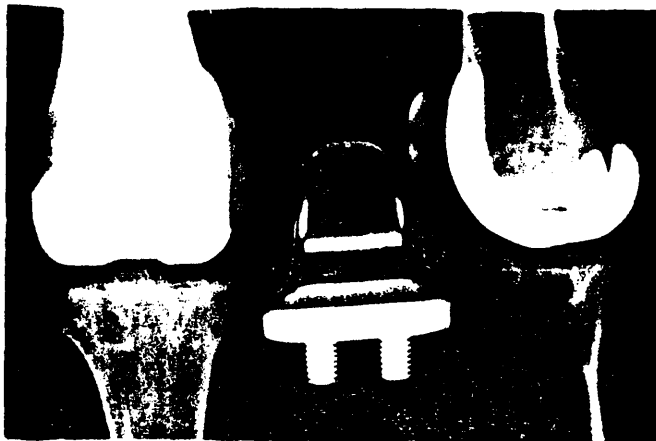


Figura 114.- Radiografía con el modelo ICLH (Freeman)

El cierre de la herida operatoria se realiza en tres planos, dejando dos drenajes de succión durante dos días. Un vendaje enyesado se coloca durante cinco días, al cabo de los cuales se inicia la rehabilitación dependiente del estado de la herida.

Si en la tercera semana no se han conseguido los 90° de flexión, es conveniente realizar una movilización bajo anestesia.

Indicaciones.

La artroplastia ICLH puede indicarse en cualquier rodilla artrítica o artrósica al margen del grado de inestabilidad o desalineamiento.

Según Freeman (35) la mayor corrección conseguida en flexo fué de 70°, de valgo también de 70° y de 40° de varo. El autor, opina, que esto puede lograrse gracias a la precisión que proporciona el instrumental para realizar los cortes necesarios, la liberación de partes blandas y el tensado de las mismas, además de la estabilidad protésica.

No se recomienda utilizar la técnica para el recambio de una bisagra o el rescate de una artrodesis (33).

En el London Hospital, la artroplastia ICLH se llevó a cabo siempre que el grado de incapacidad funcional de la rodilla requería cirugía mayor, no rechazándose, entonces, rodilla alguna como inoperable con esta técnica (36).

Por último, cabe destacar, que los autores realizan un estudio comparativo entre los resultados obtenidos con la osteotomía y con la artroplastia, siendo superiores los conseguidos con la artroplastia a los de las osteotomías por ellos revisadas (37), exceptuando las realizadas por genu varo en donde aparecían similares. De otra parte, el resultado de las artroplastias practica

das en rodillas que anteriormente habían sufrido una osteotomía, era menos satisfactorio respecto aquellos otros donde la artroplastia se realizó por primera intención. Por todo ello, el autor es partidario de no realizar ningún tipo de cirugía en rodillas artríticas hasta el momento en que el grado de incapacidad justifica la sustitución protésica (35).

Resultados.

No es fácil emitir un juicio global sobre los resultados conseguidos por Freeman, toda vez que esta técnica ha sido varias veces modificada y los resultados son contemplados atendiendo a diferentes etapas, hallándose aún en revisión los obtenidos con la técnica actual y que mencionamos al final. En principio, vamos a referirnos al trabajo publicado en el Clinical Orthopaedic de Octubre de 1976 (36). En este estudio se analizan 209 rodillas de las que 116 corresponden al London Hospital. De ellas, el 88% que preoperatoriamente tenían deformidad en flexión, fueron corregidas. Un 10% solamente mejoraron. Hubo un 2% que empeoraron. El más avanzado índice de deformidad lo presentaba una rodilla con flexo de 70°. La deformidad con máximo valgo corregida fue de 45°. De las rodillas operadas con genu valgo se alinearon el 91%, mejoran el 6% y el 3% permaneció igual. En cuanto a las rodillas varas, el 67% se corrigieron satisfactoriamente, mejorando el 25%.

Se valoran los parámetros de dolor, habilidad para la marcha y arco de movilidad.

La mejoría del dolor se incrementa con el paso de los años.

El 85% de los pacientes no referían dolor alguno en forma constante. Otro grupo del 9% necesitaba analgesia ocasional. Generalmente, cuando el dolor persistía, se atribuyó a la articula

ción femorotuliana. Hubo tres pacientes que precisaron una patelectomía posterior.

El 57% del total de pacientes caminaban con facilidad fuera de su domicilio. El 29% mejoró. Es de destacar la dificultad para realizar esta evaluación debido a la implicación de otras articulaciones.

El arco de movilidad era superior a los 80° en el 61% de las rodillas y un 16% mejoraron, aunque no alcanzaron los 80° en el postoperatorio. En total, para el 77% de los pacientes la operación "mereció la pena" en este sentido.

Para la evaluación de las rodillas operadas se sigue un sistema de puntuación en el pre y postoperatorio. La mejoría en el total de artroplastias ICLH oscilaba entre 30 y 85 puntos aproximadamente. Teniendo en cuenta que una rodilla que alcanzaa una puntuación de 95-110 no constituye ningún problema para el paciente, es de constatar que el 47% de las rodillas estaban incluidas en este grupo.

Complicaciones.

Estas han sido estudiadas diferenciando entre las específicas de la artroplastia ICLH y aquellas otras que son comunes a este tipo de cirugía. Entre las primeras se consideraban las siguientes, según la última revisión publicada por Freeman y cols. en 1978 (32): a) aflojamiento y hundimiento del componente tibial; b) dolor rotuliano; c) restos de cemento dejados en la parte posterior de la articulación; d) alineamiento y estabilización de la articulación tibio femoral.

En este trabajo, se analizan estos problemas surgidos en la primera etapa, y la forma en que su incidencia ha disminuido notablemente con las modificaciones introducidas en la técnica actual.

a) Aflojamiento y hundimiento del componente tibial.- Esta complicación se presentó en el 12% de las rodillas revisadas y que habían sido operadas en el período de 1972 a 1975. Se comparan con otro grupo de 160 artroplastias realizadas entre 1975 y 1977, utilizando un componente tibial suficientemente grande. En este grupo no se apreció ningún caso de aflojamiento.

b) Dolor rotuliano.- Este se hallaba presente en más o menos grado en el 42% de pacientes operados con la versión de prótesis con borde anterior corto, habiéndose disminuido al 12% con el modelo de borde anterior alto, tras un seguimiento de 6 meses.

c) Restos de cemento en la parte posterior de la articulación.- En un lote de 50 rodillas elegidas al azar, donde se insertó el componente femoral monocondíleo, se apreció cantidades significativas de cemento en el 60% de los casos detrás del componente tibial. En algunas de ellas el cemento entraba en la articulación.

Comparativamente, en otras 50 prótesis con componente femoral bicondíleo, insertado después del componente tibial, la presencia de cemento solamente se pudo evidenciar en un 8% de los pacientes.

Se halla en estudio este tema con el componente tibial sin cementar.

d) Alineamiento y estabilización de la articulación tibio femoral.- Consiguientemente se analizan los resultados de 50 artroplastias realizadas antes de 1974. En ellas se pudo apreciar una alineación defectuosa o cierto grado de inestabilidad en el 32% de los casos. El efecto de la liberación de partes blandas y el uso del tensor, constatado en otras 50 rodillas, es notorio en manos de sus autores, que encuentran estables el 94% de las articulaciones protésicas y mejoradas las demás.

El resto de complicaciones, nosotros no las hemos visto (hasta el momento), reflejadas de forma minuciosa y con seguimiento suficiente. En general están referidas a la primera etapa de la técnica.

Bargren y Freeman (36) encuentran un 6% de complicaciones generales, de diversa índole, sobre un grupo de 116 rodillas operadas en el London Hospital. Un paciente murió por una embolia pulmonar. Otro requirió una artrodesis que se consiguió sin dificultad. Una dehiscencia grave de herida obligó, en un caso, a retirar la prótesis terminando en una anquilosis fibrosa.

El porcentaje de infección, lo sitúa Freeman (35) en el 1%. Se especifica su variabilidad respecto a los diferentes períodos que ha seguido esta técnica.

Recientemente, se ha publicado un trabajo por Moreland y cols. (59) del London Hospital. En el mismo, se analizan los resultados a corto plazo, de 6 meses a 2 años (10 meses de media), con la nueva prótesis. El muestreo lo constituye un grupo de 84 artroplastias de las que 79 fueron útiles para la evaluación.

El componente femoral fue cementado en todos los casos. El tibial fue tratado siguiendo tres procedimientos: cementado, usando las clavijas de anclaje a la tibia, y por último, parcialmente cementado. La patela fue unas veces sustituida y fijada con o sin cemento y en otras ocasiones sufrió una simple remodelación.

Descartando 8 fallos, el 90% restante no refirieron dolor alguno, o bien éste, cuando estaba presente, no requería analgésicos ni interfería la ocupación habitual. Otros 6 pacientes presentaban moderado dolor controlado por analgesia y que era debido a problemas patelares (en 4 de ellos la rótula no fue sustituida). La flexión alcanzaba los 90° o más, en 85% de las articu-

laciones. Preoperatoriamente, el 49% de las rodillas tenían contractura en flexión de 10° en adelante. Solamente en el postoperatorio 1 rodilla presentaba 15° de esta deformidad y otras 5 tenían 10° de contractura.

El alineamiento conseguido resultó muy satisfactorio. Todos los pacientes, excepto cuatro de ellos, salían de casa aunque muchos de ellos tenían limitadas sus actividades.

El 26% de los enfermos a quienes no se había sustituido la patela presentaban molestias, que fueron clasificadas de dolor moderado, contra un 8% en la misma situación con la patela reemplazada. Por consiguiente, la sustitución de la patela disminuye la incidencia de este tipo de fallo.

Radiológicamente no se apreció evidencia de despegamiento o hundimiento y los resultados, hasta el momento, parecen similares entre prótesis cementadas y sin cementar (59).

Se citan 8 complicaciones de las que 4 fueron debidas a infección. Dos surgidas en el postoperatorio inmediato. Una requirió la retirada de la prótesis seguida de artrodesis. La segunda continua con la infección. Las otras 2 infecciones tardías fueron controladas con antibióticos.

Otras cuatro artroplastias fallaron a causa de subluxación patelar y ahora tienen dolor e incapacidad. En 3 casos el fallo sobrevino como consecuencia de no centralizar la patela. El 4º fallo fue debido a técnica defectuosa en la resección ósea, quedando inestabilidad que requirió la sustitución por otro componente tibial.

Cinco enfermos presentaron fractura de la rótula y 2 de ellos precisaron tratamiento quirúrgico por interrupción del mecanismo cuadrícipital. El hueso estaba osteoporótico y en 1 caso, en donde la rótula había sido sustituida, hubo que retirar la prótesis.

Se registró un 22% de retardos de cicatrización que en algunos casos fueron seguidos de sutura secundaria. Por último, exste una paresia del c.p.e. en vías de recuperación.

En resumen, las complicaciones habidas en los resultados previos, con el reciente implante, están referidas fundamentalmente a 4 rodillas infectadas (5%). Hubo 4 revisiones por subluxación patelar lateral. En 4 rodillas se apreció dolor patelar moderado, en las cuales no se había practicado sustitución de la misma. Hasta el momento no hay evidencia de despegamiento.

En base a estos hallazgos, los autores hacen las siguientes conclusiones referidas a la articulación femoropatelar:

- 1) La sustitución de la cara femoral con la pestaña lisa metálica y la adición de una superficie de polietileno para la rótula, redunda en una disminución del dolor patelar.

No obstante, la sustitución también genera complicaciones como roturas y despegamientos.

En el London Hospital prefieren la sustitución cuando el hueso está severamente destruido y porótico. Si la patela no se reemplaza, la superficie femoral de la prótesis debería ser curvada en un solo sentido, permitiendo a la patela el mayor contacto a fin de disminuir el stress.

- 2) Es preceptivo que la patela quede perfectamente en la línea media para evitar subluxaciones.
- 3) Si al final de la operación, la rótula no queda centrada, puede causar dolor y subluxación y en este sentido, parece tener influencia el defecto del cierre medial de la herida y la subsecuente dehiscencia de la sutura.

En el balance final, los autores obtienen, con el modelo actual, porcentajes de mejoría superiores a los conseguidos en el primer período con el diseño primitivo.

En 1978, Freeman y cols., señalaron que el uso de la técnica de liberación de partes blandas y su retensado dieron como resultado un 94% de rodillas correctamente alineadas frente a un 68% antes de utilizar esta técnica.

Es evidente, a la luz de los informes obtenidos y la experiencia conseguida, la valiosa aportación que para la artroplastia de rodilla supone el trabajo realizado por el equipo del London Hospital.

3. ARTROPLASTIA TOTAL CONDILAR.

La prótesis total condilar (TCP) ha sido desarrollada en el Hospital For Special Surgery de Nueva York, por Peter S. Walker, Ph D., John N. Insall y Chitranjan S. Ranawat.

Este implante, obedece al deseo de efectuar sustituciones de rodillas con deformidades fijas acentuadas, merced a una elaborada técnica de implantación y a las características del diseño que es autoestable.

Características de la prótesis.

El componente femoral está fabricado de una aleación de cromo cobalto al vacío. El perfil de los cóndilos resulta anatómico, confiriendo estabilidad en extensión y laxitud en flexión. En su cara anterior posee una alargada pestaña en forma acanalada por donde desliza la patela. Las superficies de fijación poseen unas oquedades a fin de contener el cemento (Fig. 115).

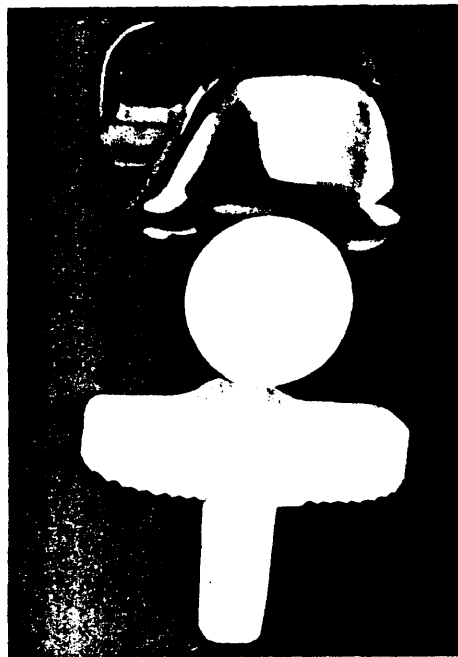


Figura 115.- Prótesis Total Condilar (TCP).

El componente tibial es de polietileno de elevado peso molecular tipo RCH-1000. Las superficies de deslizamiento son cóncavas con una eminencia intercondílea, proporcionando un grado de congruencia a los cóndilos femorales suficiente para mantener la estabilidad lateral y anteroposterior. Al mismo tiempo, mantienen una cierta laxitud en los diferentes planos, que permite a la rodilla movimientos de flexo extensión, de abducción y adducción y rotatorios.

La fijación del componente se sustenta en la gran superficie del mismo que conecta con el hueso, asegurándose por un corto tallo intramedular que encaja en la porción superior de la tibia. La superficie inferior posee dos rebajes.

El componente de recubrimiento para la patela es también de polietileno, de forma esférica. La superficie levemente convexa conforma con el canal femoral. Para mejorar el anclaje posee un pivote central. su fijación se realiza con cemento al igual que los demás componentes.

La prótesis TCP se fabrica en tres tamaños standard, si bien para casos especiales, existen variantes con modificaciones al modelo original que serán descritos finalmente.

El espesor del componente tibial oscila de 8 a 22 mm. El diámetro de circunferencia rotuliano va de 32 a 42 mm. De esta forma se cubren las diferentes posibilidades.

Técnica de la artroplastia TCP.

Consideraciones previas:

Tres factores se consideran condicionantes del resultado: técnica, indicación y paciente. Ranawat (38) al valorar los por menores de la técnica en deformidades acusadas, insiste en que la práctica de la misma en pacientes debe ir precedido, además de un período normal de aprendizaje, de la implantación en cadáveres. Esta medida, que podría considerarse de rutina como tal técnica quirúrgica, resulta imprescindible en este caso para conseguir una correcta orientación, que permita corregir con éxito cualquier tipo de deformidad.

Las condiciones para el buen resultado de la artroplastia, son, según Ranawat (38):

- 1) Lograr adecuada tensión de aparato capsuloligamentoso
- 2) Dejar 5 grados de valgo fisiológico
- 3) Conservar el hueso subcondral de la tibia
- 4) Tamaño adecuado de la prótesis
- 5) Lograr estabilidad en flexión y extensión
- 6) Realinear el mecanismo cuadrícipital

En caso de deformidades fijas el tiempo óseo debe ir precedido de una liberación de partes blandas cuya práctica requiere cierta experiencia.

Se considera fija una deformidad cuando la misma no es susceptible de corregir bajo anestesia general.

Los casos con defecto óseo pueden resolverse mediante una osteotomía suficiente o bien a base de utilizar cemento con malla, injertos óseos, o de resultar preciso, sirviéndonos de un componente protésico especial con un aditamiento metálico.

La posibilidad de corregir un gran defecto óseo exclusivamente a base de osteotomía ofrece, según Ranawat (38), cuatro desventajas: 1) Extraer demasiado hueso; 2) llegar hasta la esponjosa de la tibia que es menos resistente; 3) requerir una liberación excesiva de partes blandas que puede traducirse en una rodilla inestable y 4) debido a la forma tronco-cónica invertida de la porción superior de la tibia, decrece la superficie de apoyo pudiendo sobresalir la prótesis que queda peor sustentada.

Las posibilidades de corrección con la prótesis total condilar son notables, a tenor de las consideraciones que hacen al respecto Aglietti y Rinonapoli (39), y que pueden resumirse así:

En las deformidades angulares si el ap. capsuloligamentoso del lado de la concavidad es laxo, la deformidad puede ser corregida pasivamente sin mayor esfuerzo y con la sección ósea oportuna la corrección se mantiene, dejando espacio para la inserción de la prótesis. (Fig. 116).

Pero en caso de retracción capsuloligamentosa del lado cóncavo, la deformidad es fija y solamente puede ser corregida a base de una amplia sección ósea como antes decíamos. En este caso y si la deformidad no es grave puede haber buena adaptación, pero si lo es, el ligamento del lado de la convexidad queda laxo. (39) (Fig. 117).

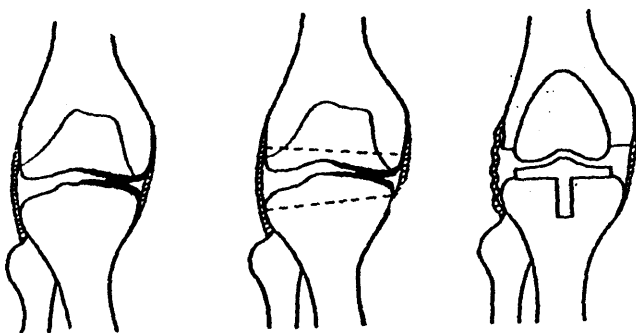


Figura 116.- Ver texto.

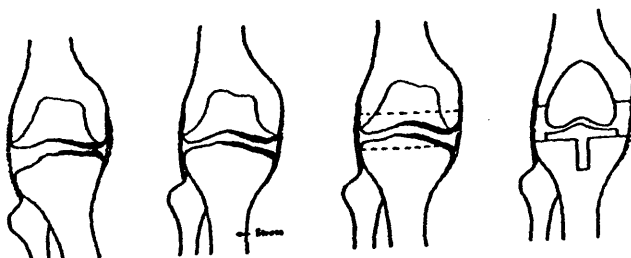


Figura 117.- Ver texto.

Cuando la deformidad supera los 10° de varo y los 15° de valgo, estos autores consideran preferible utilizar la técnica sobre liberación de partes blandas, introducida por Insall y Freeman, a fin de corregir pasivamente la deformidad. En caso de varo hay que actuar sobre la pata de ganso, ligamento colateral medial subperiosticamente en su porción tibial y ligamento capsular. Puede ser necesario tocar también el semimembranoso, hasta asegurarse de la adecuada tensión y balance capsuloligamentario una vez que se ha seccionado el hueso.

En la deformidad fija en valgo se liberan los alerones retinaculares para poder luxar la rótula. Sección de la fascia lata y músculo popliteo. Cuando es necesario liberar el ligamento lateral externo se hace sobre su inserción femoral. Se debe proteger convenientemente el nervio c.p.e.

En los casos de deformidad en flexo, con la prótesis total condilar, que remueve el ligamento cruzado, por lo general no existe dificultad de lograr la extensión completa al reseca la superficie proximal de la tibia. En contracturas más graves del orden de 50 ó 60 grados puede ser necesario seccionar la porción distal del fémur como se muestra en el esquema de Aglietti (39). (Fig. 118).

Este autor, comprueba la inestabilidad postoperatoria a los tres meses. Con técnica radiológica y sirviéndose de un dispositivo especial para formar la angulación, obtiene una inestabilidad en el valgo de 3,25 mm. de media y de 3,75 mm. en el varo. Para medir la inestabilidad anteroposterior se utiliza un procedimiento similar.

Técnica quirúrgica de la TCP.

Enfermo en decúbito supino con la rodilla afecta en 90° de flexión. Se utiliza isquemia. (Ver casuística personal).

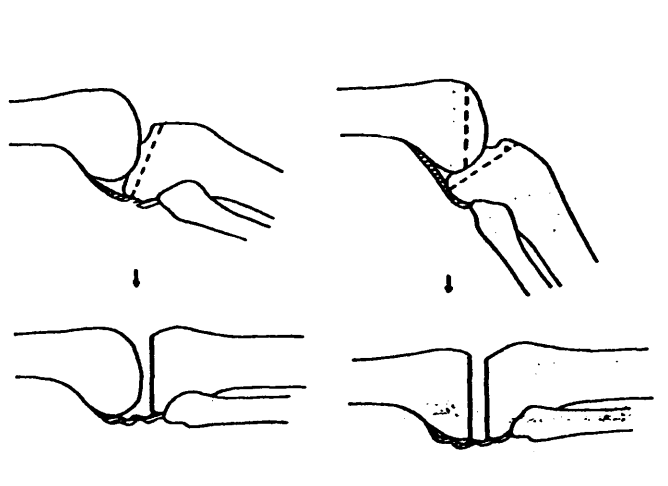


Figura 118.- Ver texto.

Exposición amplia anterointerna. Ranawat recomienda extenderse 4 traveses de dedo por debajo de la rótula y 3 traveses por encima. Se aborda la articulación luxando lateralmente la rótula. Si es necesario, para lograr una mejor exposición, se libera parcialmente el tendón rotuliano. Nosotros, en algunos casos, lo hemos desinsertado de la tuberosidad junto con una amplia lámina ósea, fijándolo al final de la operación mediante un tornillo de esponjosa. Esta medida no ha demorado el proceso de rehabilitación, pero solamente es recomendable de hacer cuando la luxación simple de la rótula no permite un amplio campo o bien en casos con osteoporosis intensa, en que se advierta peligro evidente de desgarro en la inserción tendinosa. (Ver experiencia personal).

En las deformidades fijas superiores a los 15° puede hacerse la liberación de partes blandas que corresponda según la forma expuesta anteriormente. Su técnica sólo es recomendable después de cierta familiaridad con el uso de la prótesis.

Con la rodilla en flexión de 90° se inicia el tiempo femoral con la perforación de la muesca intercondilar, labrando un agujero en línea con el canal medular, por donde penetra el vástago de la plantilla cuyo bloque rectangular marca la línea de osteotomía, en las caras anterior y posterior de la porción inferior del fémur. Los cortes normalmente se rematan con el bloque retirado. (Fig. 119).

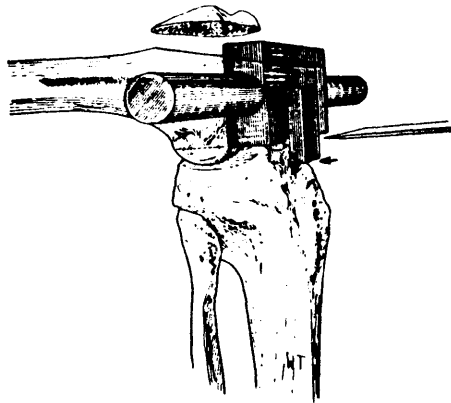


Figura 119.- Plantilla femoral.

Ahora se coloca un instrumento especial paralelamente a la cresta anterior de la tibia. En la parte superior dispone de una plataforma que debe quedar perpendicular al eje de la pierna. Los platos tibiales son resecados paralelamente a la superficie del plato. Los ligamentos cruzados son removidos. La cantidad de hueso que es retirado no debe pasar de 0,5 a 1 cm., procurando que la línea de osteotomía quede a nivel subcondral sin adentrarse en la esponjosa. De esta forma, el apoyo protésico tendrá lugar sobre una base firme (Fig. 120).

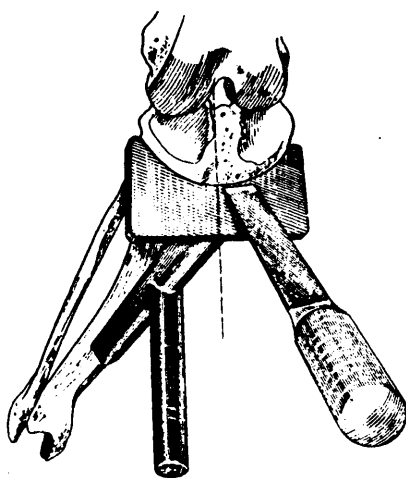


Figura 120.- Resección de platos tibiales.

Seguidamente con la pierna en extensión, se ponen tensos los ligamentos laterales y utiliza un espaciador sobre la superficie del corte de la tibia. Se hace una marca en el fémur para indicar el nivel de osteotomía (Fig. 121).

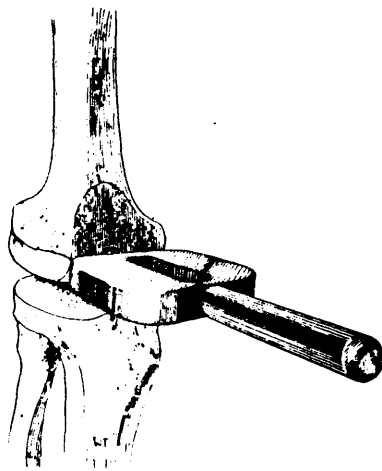


Figura 121.- Cálculo de la resección femoral.

Nuevamente se inserta la plantilla para guiar la línea de corte. La cara superior del bloque presenta unas marcas que orientan el valgo. (Fig. 122).

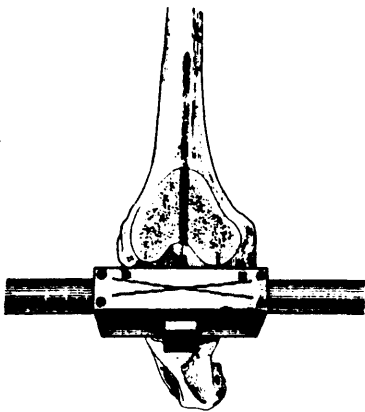


Figura 122.- Nueva inserción de la plantilla para el cálculo de la línea de osteotomía inferior del fémur.

La corrección de los cortes es revisada utilizando instrumentos de alineación (Fig. 123).

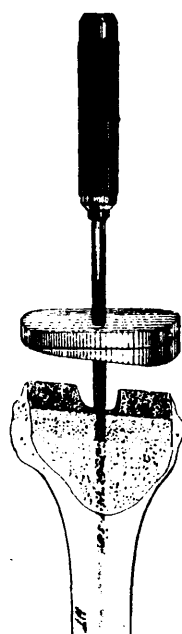


Figura 123.- Comprobación del grado de corrección.

Ahora, con la articulación en extensión, el espaciador nos indica si el espacio creado es suficiente para albergar la prótesis. Sirviéndonos como referencia la ventana del espaciador, y tras flexionar la rodilla, se realiza una abertura rectangular en la superficie superior de la tibia para introducir el vástago protésico correspondiente al componente tibial (Fig. 124).

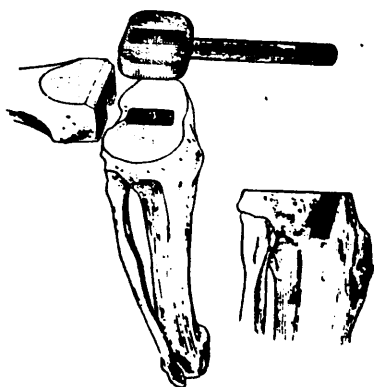


Figura 124.- Preparación de la superficie superior de la tibia.

Puede ser necesaria una pequeña resección de hueso a nivel de la escotadura intercondílea.

Las esquinas de los cortes longitudinales y perpendiculares del fémur son rematadas mediante un pequeño corte con la sierra y utilizando la lima finalmente.

En este momento se procede a la prueba utilizando los componentes falsos de la prótesis. Es muy importante elegir el tamaño correcto, cuidando de que la articulación quede perfectamente estable. De no ser así puede utilizarse un componente tí-

bial con plato mas grueso. Se flexiona la rodilla cuidando de que la estabilidad se mantenga en extensión y en 90° de flexión.

La superficie articular de la rótula es reseca económicamente, dejando un lecho plano, en cuyo centro se labra un agujero de 12 mm. de diámetro, usando el escariador patelar que al bergará el tetón de anclaje del componente patelar.

En este punto, el torniquete puede ser retirado, realizando entonces una cuidadosa hemostasia. No obstante, en su técnica original, Insall no retira el torniquete sino después de la cementación.

Se cementa primero el componente tibial colocándolo mediante presión de los dedos. Es fundamental retirar los restos de cemento y muy especialmente el posterior al plato.

Seguidamente se cementa el componente femoral, retirando igualmente el exceso de cemento de los bordes de la prótesis.

Por último es cementado el componente plástico rotuliano, utilizando el clamp especial para su impactación.

Cuando el cemento se ha endurecido se prueba finalmente la prótesis, verificando estabilidad, recorrido articular y trayectoria de la patela dentro del canal.

En caso de no haberlo hecho anteriormente el torniquete es ahora retirado. Los motivos que a nosotros inducen para quitar la isquemia y realizar la hemostasia antes de la cementación se rán comentados en el capítulo de casuística personal.

Resulta de suma importancia verificar riegos continuos durante toda la operación. Algunas ventajas de este proceder serán expuestas posteriormente.

Se dejan drenajes de aspiración y tras cerrar por planos la herida operatoria, la intervención es concluida aplicando un vendaje de Robert Jones.

Nosotros colocamos el miembro operado en férula graduable, que permite alternar diferentes posiciones de la articulación.

La rehabilitación activa se inicia al 7^a día, a tenor del estado de cicatrización de la herida. El apoyo se permite al décimo día del postoperatorio. Si en la tercera semana la rodilla no alcanza los 90° de flexión se realiza manipulación bajo anestesia (Fig. 125).



Figura 125.- Situación correcta de la rodilla TCP.

Indicaciones de la TCP.

Esta técnica se halla indicada en aquellas rodillas en fase de destrucción articular coexistiendo con moderada o severa deformidad e inestabilidad. Según sus autores, los modelos de prótesis mas constreñidas como las charnelas, solamente deben

ser utilizados en casos poco usuales, como en secuelas de fracturas no consolidadas. De otra parte, en casos leves en que sea posible la conservación de los ligamentos cruzados, resulta preferible utilizar un modelo menos constreñido de prótesis, como puede ser la bicondilar.

Los autores de esta técnica no recomiendan su uso en artritis activas y rodillas neuropáticas. Otros factores que pueden desaconsejar la operación son: el mal estado de la piel, poca fuerza muscular y anquilosis.

Resultados y complicaciones.

Reflejamos, en primer lugar, la revisión de la TCP publicada por Insall y cols. (40) en 1979, y que parece sustentarse en los mismos datos que los expuestos por Ranawat (38) en Buenos Aires un año antes. Se analizan 231 rodillas correspondientes a 193 pacientes que fueron operados en el Hospital for Special Surgery. De este grupo, 8 enfermos (9 rodillas) murieron por causas ajenas a la operación. Dos pacientes no pudieron ser evaluados. Son revisadas 220 rodillas correspondientes a 183 enfermos. De ellos, 149 mujeres y 34 hombres. Edad promedio, 64 años (30-85).

El diagnóstico preoperatorio era de gonartrosis en el 64% y artritis reumatoide en el 32%. El tiempo de seguimiento es de 3 a 5 años.

Las deformidades correspondían al orden siguiente: 90 rodillas con más de 10° de valgo, que en 1 caso llegaba a los 35°. Otras 122 rodillas presentaban deformidad en varo de más de 10°, alcanzando los 55° de máximo. En 146 ocasiones se hallaba presente una deformidad en flexión también superior a los 10°. La máxima deformidad corregida en flexión fue de 60°. Existían deformidades combinadas en 23 rodillas.

Para la evaluación se utiliza una escala puntuable con un máximo de 100 puntos, comparando también la situación preoperatoria. Se consideran los parámetros: dolor, función, movilidad, fuerza, deformidad.

Los resultados, que son programados y analizados mediante computadora, son los siguientes, según Insall (40): 62% excelentes, 28% buenos, 4,5 regulares o mediocres y 5,5 malos. Estos resultados, considerados independientemente en gonartrosis, son del 92,5% entre excelentes y buenos. Este concepto solo puntúa el 85% en artritis reumatoide. Es por ello que, según Ranawat (38), los resultados de su técnica en la gonartrosis son superiores, contrariamente a lo conseguido por la mayoría de los autores con otros modelos.

Otros datos reseñables fueron la mejora de la deambulación en el 77% de los casos. El 80% subían y bajaban escaleras, consiguiendo la mayoría una flexión superior a los 90°.

Del total de resultados pobres, en parte, son atribuibles a dolor femorotuliano y subluxación, complicaciones que los autores consideran prevenibles actualmente.

El índice de reoperaciones ha sido del 3,6%. (Infección 2, subluxación 2, reemplazamiento o rectificación del componente rotuliano 2 casos y dolor por causa desconocida 1 caso).

Las complicaciones se resumen así: problemas de cicatrización que requirieron cierre secundario 3%. Subluxación 1,5%. Parálisis del ciático popliteo externo 1,5% (en correcciones de valgo y recuperadas espontáneamente). Infección 1,5%. El 35% de las rodillas requirieron manipulación para mejorar la movilidad. Por esta causa se produjo fractura supracondilar en 1 caso y avulsión del tendón rotuliano en otro.

Por último, existía un 3% de pacientes que resentaban un área radiotransparente superior a 2 mm. Esta cuestión y con ella los factores de su motivación son estudiados en profundidad por Ranawat, Insall y Freeman y a ello habremos de referirnos con detalle en el capítulo dedicado a complicaciones.

Modificaciones y estado actual de la TCP tras cinco años de experiencia.

Insall y cols. (60). En adición al original modelo de TCP dos modificaciones han sido introducidas. La TCP II es una prótesis cuya estabilidad anteroposterior completa es obtenida por medio de una especie de "tetón" tibial, que articula dentro de un receso femoral intercondilar, de forma que sea prevista la estabilidad latero-medial y no haya restricción en la rotación. (Fig. 126):

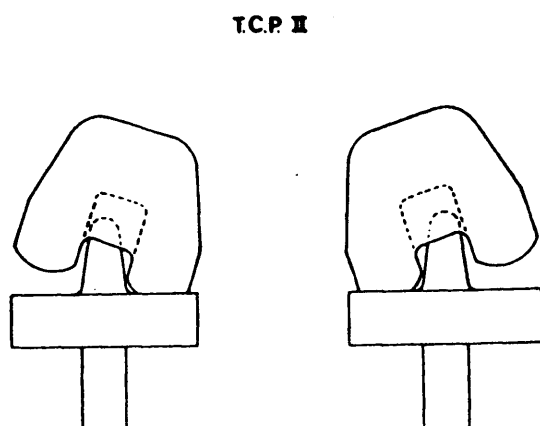


Figura 126.- TCP II. El pivote intercondilar previene la estabilidad lateromedial, dejando cierta holgura para el movimiento varo-valgo.

La TCP II ha sido diseñada porque la geometría de la TCP simple no permitía suficiente estabilidad anteroposterior y se produjeron algunos casos de subluxación posterior de la tibia. (Fig. 127).

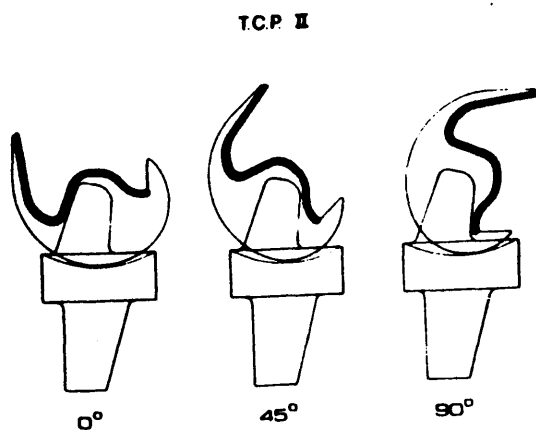


Figura 127.- TCP II. Estabilidad anteroposterior.

En la TCP III el componente femoral se halla provisto de un vástago y el tibial tiene el suyo más alargado. Se intenta así resolver al máximo la estabilidad anteroposterior y lateral. Se trata de una prótesis mas constreñida, indicada en principio para revisión de otras técnicas.

La selección de uno u otro modelo se realiza en el mismo acto quirúrgico en función del grado de estabilidad conseguido con el componente de prueba. Si esta es suficiente en los planos anteroposteriores y lateral, será válida la TCP simple. Si existe insuficiencia anteroposterior, debe usarse la TCP II. Solamente en el caso de que la estabilidad lateral no resulte satisfactoria puede recurrirse a la TCP III. (Fig. 128).



Figura 128.- Variantes de TCP. Modelo simple, TCP II y TCP III.

Según Insall (60), en su experiencia, el 90 a 95% de los casos pueden ser resueltos con la TCP simple.

Resultados actuales.

Desde enero de 1974 a diciembre de 1978, 1050 artroplastias TCP, 147 TCP II y 4 TCP III, fueron puestas. La última evaluación, la realiza su autor (60) sobre 461 casos, consistentes en 354 rodillas TCP con seguimiento mínimo de 2 años, 103 rodillas TCP II (s.m. de 1 año) y 4 rodillas TCP II (s.m. 1 año).

Los resultados sobre el total de 461, fueron en 312 (68%) excelente, 109 (23,5%) buenos, 18 (4%) mediocres y 22 (4,5%) malos. El promedio de puntuación en el preoperatorio era de 43,7 pasando a 84,5 después de la intervención.

A tenor de la etiología, el resultado, sobre 336 rodillas gonartrosicas fue excelente en el 72%, bueno en el 21,5%, medio cre en el 3% y malo el 3,5%. La puntuación paso de 43,2 a 85,4.

En artritis reumatoidea el 57% de los casos fueron excelentes, 30% bueno, 6% mediocre, y 7% malo. La puntuación previa de 42,7 subió a 79,4.

El promedio de movilidad fue de 90°. El 30% de las rodillas precisaron manipulación alrededor de las 3 semanas del postoperatorio. Hubo 2 complicaciones por manipulación: una fractura supracondilar y una avulsión de la tuberosidad tibial ya citadas.

Complicaciones.

Se resumen así:

Generales: 2 fallecimientos (1 accidente cerebro-vascular y 1 hemorragia intraabdominal masiva). Quince pacientes fueron diagnosticados clínicamente de complicaciones tromboembólicas, ninguno con desenlace fatal.

Locales: 4 parálisis transitoria del c.p.e., ocurridas en correcciones en deformidad en valgo. Setenta y ocho rodillas fueron drenadas, sin que llegaran a desarrollar infección alrededor de la prótesis. Hubo 2 hemartros. De las 22 rodillas con malos resultados lo fueron por:

Infección (6 casos).- En todos ellos la prótesis fué extraída. Un paciente falleció de infarto de miocardio. Se hicieron 2 artrodesis. Los otros 3 casos fueron tratados con antibióticos intravenosos y algunas semanas más tarde fue reimplantada una nueva prótesis. Estos pacientes no parecen haber mostrado recurrencia en su infección y han sido dados de alta.

Subluxación (6 rodillas).- En todos los casos la subluxación fue posterior. En 2 rodillas fue un inconveniente menor. Las otras cuatro presentaban mal resultado y 2 de ellas fueron convertidas en TCP II.

Despegamiento (10 rodillas, 2%).- El componente patelar fue la causa en 3 casos y en 2 resultaban asintomáticas. Las otras se asociaron con subluxación posterior y fueron convertidas a TCP II. Se insertó un nuevo implante de patela.

El componente tibial fue la causa en las otras 7 rodillas (en 1 caso asociada con el femoral). Iba acompañado de dolor y evidenciable a Rx con cambio de posición. El despegamiento tibial resultó más frecuente en la TCP II (4 de los 103 TCP II, ó 4%) que con la TCP simple (3 de 354, o sea, 0,8%).

Dolor.- Solamente 7 rodillas fueron fallos por esta razón. Dos reoperaciones fueron realizadas por dolor.

Reemplazamiento patelar.- En esta serie hecha con reemplazamiento patelar las complicaciones fueron mínimas: 3 despegamientos y 1 fractura (0,8%). Solamente 1 caso requirió revisión quirúrgica.

Las reoperaciones, por otras causas, dieron posibilidad de revisar el implante patelar que permanecía intacto en todos los casos.

Las reflexiones que Insall hace a propósito de estos últimos resultados se orientan en favor de:

- Resecar el ligamento cruzado posterior, puesto que su conservación no la considera necesaria dada la conformación de la TCP y su presencia puede tener una acción desfavorable en el sentido de comprimir por atrás y levantar por delante el componente tibial, cuyo despegamiento se vería favorecido de esta manera.
- La sustitución de la patela parece conveniente. De 422 reemplazamientos de rótula sólo 1 caso requirió revisión, en contra de otra serie de 39 rodillas en donde no se reimplantó la rótula precisando 3 revisiones.

No se ha visto desgaste significativo del implante y solo se apreció un aplanamiento mínimo. De todo ello, se deducen más ventajas que inconvenientes.

- Las 4 artroplastias TCP III fueron realizadas como operaciones de rescate, lo que muestra que el uso de este diseño debe ser muy restringido.

El autor considera como desventajas para la TCP: 1ª) El grado de movimiento no suele exceder de 90°, que si bien es suficiente para el desarrollo de las actividades normales resulta inferior al de otras prótesis. 2ª) De otra parte, el problema de la ocasional inestabilidad posterior no lo considera absolutamente resuelto a su satisfacción, por lo que será preciso continuar la evaluación de la segunda generación de TCP en el Hospital for Especial Surgery.

COMENTARIO SOBRE LAS PROTESIS DE DESLIZAMIENTO.

Este grupo de implantes, que genéricamente hemos considerado como de "segunda generación", nacen tras las primeras experiencias conseguidas con las prótesis de bisagra.

Surgen en el deseo de dotar a la rodilla del fisiologismo que se perdía con las artroplastias más constreñidas.

Al mismo tiempo, con los implantes de deslizamiento, se aplica en la rodilla el principio de baja fricción, previamente experimentado con éxito en la cadera, al conseguir mejores condiciones mecánicas eliminando al mínimo el desgaste de materiales.

Las ventajas, indicaciones y condiciones de aplicación para las prótesis de deslizamiento han sido comentadas en la introducción a este capítulo. Distinguíamos dos subgrupos, en base a que el modelo reproduzca al máximo las superficies articulares o bien adopte una forma más simplificada, más geométrica.

En el momento de emitir un juicio sobre este tipo de artroplastia es muy importante establecer esta distinción. El primer grupo de implantes, más pequeños, que normalmente se componen de módulos diferentes, exigen una mínima cantidad de hueso para su implantación y conservan todas las estructuras blandas. Esta condición, al tiempo de constituir una ventaja, entraña varios inconvenientes, fundamentalmente referidos a la necesidad de basar el éxito de la prótesis a la integridad de estas estructuras capsuloligamentosas. Además, la capacidad de corrección de deformidades queda reducida al mínimo. Por todo ello, las posibilidades de aplicación de estos implantes es pequeña y se restringe a las rodillas con un grado escaso de deterioro.

De entre los diferentes modelos, no es posible decidir cual reúne mayores ventajas. Resulta de mas garantía acoplarse con los diseños más experimentados. En general, el cirujano debe familiarizarse con una sola técnica, con ello evitará muchos de los errores iniciales.

La mayoría de estos implantes ofrecen características similares. Cabe recordar la peculiaridad del modelo St. Georg donde el plato es plano. Esto, en opinión de sus autores, confiere al diseño mayor fisiologismo al no constreñir en absoluto el movimiento, pero no hay que olvidar que aquí, precisamente, seremos más exigentes en el momento de evaluar la capacidad de los ligamentos, puesto que la insuficiencia de los mismos motivará el seguro fracaso de la prótesis.

El segundo grupo de artroplastias de deslizamiento imponen menos condiciones y permiten la corrección de deformidades seve-

ras. Ello es posible por la forma y tamaño de la prótesis. La autoestabilidad de los componentes permite el sacrificio de los ligamentos cruzados. Cabe destacar, también, que la dimensión del implante exige una resección ósea más importante con respecto al grupo anterior. La operación precisa una exposición mayor y ello, teóricamente, puede reflejarse en un índice de complicaciones más alto.

Al referirnos a este tipo de artroplastia, consideramos de utilidad el hacer un comentario especial respecto a las técnicas total condilar (TCP) e ICLH de Freeman. Ambos procedimientos permiten la corrección de deformidades muy severas mediante la liberación de partes blandas, sin necesidad de practicar cortes exagerados de hueso que condicionan inestabilidades postoperatorias. No obstante, estas técnicas requieren una gran familiaridad con el método. Freeman, hasta llegar a su actual modelo, fue introduciendo modificaciones a su primitivo diseño, al tiempo de conseguir una gran experiencia que se refleja en sus recientes resultados muy superiores a los obtenidos inicialmente.

Los autores de la TCP, poseedores de una vastísima experiencia, han hecho otro tanto en el Hospital for Especial Surgery de Nueva York, hasta decidir el presente implante, el de mayor difusión en USA, y que ha sido precedido también de otros diseños. En realidad, los autores de ambos métodos han intercambiado experiencias y criterios, permitiendo en ambas partes cristalizar en una técnica muy depurada. Ello constituye un notable avance en la artroplastia de la rodilla, que de esta forma ha conseguido cotas francamente optimistas.

c. Prótesis rotacionales.

Introducción.

En una tercera generación, situamos un tipo de prótesis que denominamos rotacionales. Surgen del deseo de conservar la rotación al tiempo de asegurar la estabilidad mediante tallos intramedulares cortos. En realidad, estos implantes constituyen una réplica a las bisagras rígidas carentes de toda fisiología.

El sentido de la rotación es, generalmente mantenido, merced a un pivote tibial que encastra intracondilarmente en el componente femoral. En atención a esta característica también se les ha denominado prótesis "en pivote".

La rotación se hace únicamente posible a medida que se flexiona la rodilla, en virtud a un mecanismo más o menos sofisticado y variable según los diferentes modelos.

Los ligamentos cruzados son sacrificados. La sustitución de la articulación femoropatelar es realizada conjuntamente, excepto en ciertos casos como ocurre con la técnica Sheehan.

La primera prótesis rotacional que apareció en el mercado fue el modelo Trillat. Inicialmente pareció un ingenioso implante, despertando gran interés. El inconveniente de su tamaño no pudo ser superado y los resultados finales no correspondieron a las esperanzas cifradas en un principio. Actualmente esta en desuso.

El modelo de Herbert, surgido después, se ajusta a las características citadas anteriormente. No tenemos datos recientes que nos permitan emitir un juicio actualizado de esta técnica.

Tras varios años de experimentación clínica otros modelos han publicado importantes casuísticas. Las técnicas de la artroplastia esferocéntrica, de Attemborough y de Sheehan han alcanzado más popularidad en nuestro entorno. A ellas vamos a referirnos, representativamente, dentro del epígrafe que de una forma meramente didáctica, denominamos prótesis rotacionales.

Indicaciones y contraindicaciones.

Las indicaciones no difieren sustancialmente de las aplicadas a otras técnicas. Es importante destacar que dado el carácter autoestable de estas prótesis, su uso es extensivo a cualquier grado de deformidad al margen del estado ligamentoso. También pueden utilizarse como operaciones de rescate y recambio de otras prótesis fracasadas.

Las contraindicaciones también se ajustan a las comunes y ya conocidas para otros modelos. Una vez más el estado general del paciente debe autorizar la operación. Localmente existen dos causas fundamentales que contraindican la intervención: la presencia de sepsis aguda y la incapacidad franca del aparato extensor.

1. ARTROPLASTIA DE RODILLA DE SHEEHAN.

Esta artroplastia inició su experimentación clínica en 1971, tras dos años de trabajo por parte de diseñadores y bioingenieros, que se desarrolló en el Departamento de Bioingeniería de la Universidad de Surrey, en Guilford, Inglaterra. Los estudios preliminares fueron comunicados por Sheehan a partir de 1970 (41) y posteriormente en 1974 (42).

Características de la prótesis.

Componente femoral (Sheehan 43).— Fabricado en aleación de cromo cobalto está hecho en imagen de espejo para las rodillas derecha e izquierda. Tiene dos superficies de carga, con un canal intermedio donde encaja el casquete estabilizador tibial, que se entrelaza fuertemente entre ambas superficies femorales, ajustándose a su forma, de manera que la estabilidad articular queda asegurada. La superficie externa del componente femoral está conformada simulando a la rodilla normal, permitiendo un cambio constante del centro de rotación.

La estabilidad anteroposterior se asegura por el encaje de la expansión del saliente tibial, sustituyendo la función de los ligamentos cruzados. Al mismo tiempo, se permite un movimiento combinado de deslizamiento y rodaje entre las dos superficies. La estabilidad de los ligamentos colaterales se consigue igualmente por este mecanismo. En la posición de extensión se hallan permitidos 2° a 3° de balanceo, que aumentan a 6° ó 7° cuando la rodilla está en semiflexión.

Con la rodilla en extensión completa, el caballete tibial encaja a tope en el surco intercondíleo, bloqueando la rotación axial. En 30° de flexión se produce una separación gradual del "gap" intercondilar, permitiendo 20° aproximadamente de rotación axial cuando la flexión supera los 90°. (Fig. 129).

El radio interno femoral desaparece hacia los 50°. Cuando la rodilla está flexionada por encima de los 90° no hay conexión directa entre los componentes.

En el diseño inicial (42), el arco de flexión estaba concebido para alcanzar 130°. Esto, engendraba unas fuerzas indeseables sobre los componentes, especialmente el femoral. En el actual modelo, está previsto que en flexión máxima lleguen a contactar la pantorrilla y el muslo.



Figura 129.- Prótesis de Sheehan.

El efecto amortiguador que supone el contacto de las partes blandas previene las fuerzas de tensión a que antes aludíamos. No obstante, existe la posibilidad de que en este punto se produzca una subluxación hacia adelante del componente tibial, si bien esta eventualidad queda minimizada, teniendo en cuenta que, paralelamente a la flexión, aumenta la tensión del aparato cuadricipital previniendo el movimiento anterior de la tibia.

Componente tibial.- Hecho en polietileno de alta densidad consta igualmente de dos superficies de carga y una pieza de expansión intercondilar cuya función ya conocemos. Su forma, vista lateralmente, semeja a un balón de rugby. La estabilidad y el grado de movimiento están conseguidos merced a una cuidadosa se

lección de los radios de ajuste entre las superficies. El radio de la superficie principal de carga es de 50 mm.

El tamaño del componente tibial ha sido disminuido respecto al diseño original, dándole menor sección en su parte superior. Esta prótesis más pequeña ha sido utilizada, según Sheehan (43), en 107 pacientes de la serie a que se refiere este trabajo.

Articulación patelofemoral.- En esta prótesis no se sustituye la patela. La rótula natural contacta con las superficies articulares hacia los 50° de flexión, permaneciendo en contacto durante el resto del movimiento.

La transición de la porción femoral a la prótesis es suave.

Las razones aducidas por Sheehan para abstenerse de reemplazar la articulación femoropatelar están referidas a: 1ª) problemas surgidos con la alineación; 2ª) tensiones que recaen sobre el implante rotuliano que favorecen su desprendimiento; 3ª) preferencia por dejar el implante empotrado en el hueso, lo que no es posible conseguir con el correspondiente a la rótula.

Fijación de la prótesis.- Esta se realiza utilizando vástagos intramedulares. Con ellos, el autor considera que se garantiza la estabilidad, se precisa la alineación y se simplifica la técnica. Esto resulta especialmente importante en casos de hueso osteoporótico como ocurre en artritis reumatoidea. De otra parte, el grado de destrucción de los cóndilos, no influye en la estabilidad final de la articulación.

Los vástagos han sido dotados de longitud suficiente para alcanzar un lecho sólido y evitar la concentración de stress, especialmente en la porción inferior del fémur.

Técnica de inserción (Sheehan 43).

Incisión parapatelar medial. La patela se disloca lateralmente cuidando de no lesionar el ligamento rotuliano. Se flexiona ahora la rodilla dejándola a 90°. Se utiliza una plantilla que marca la porción de fémur que hay que resear. Este área de hueso incluye la inserción de los ligamentos cruzados. Debe usarse sierra oscilante, extrayendo el fragmento óseo. Seguidamente se prueba el componente femoral y se alinea con una plantilla tibial para indicar el lugar donde va a ser tallado un agujero central en los platillos tibiales, antes que ninguna deformidad rotacional se haya corregido. Con la rodilla en flexión completa es extraído el hueso de la superficie tibial. El componente tibial es introducido ajustando la tensión de la rodilla. Ambos componentes son cementados separadamente, mientras la rodilla se mantiene en flexión, cuidando de no aplicar stress en varo o valgo. Los ligamentos colaterales son preservados en todo momento. Una vez fraguado el cemento se retira el torniquete realizando cuidadosa hemostasia.

Se dejan 2 redones profundos y uno superficial, realizando el cierre de la herida operatoria.

El miembro se deja en un vendaje de Robert Jones. La carga se permite tan pronto como el paciente se siente capaz, lo que ocurre normalmente al tercer día.

Indicaciones.

La distribución de la artroplastia de Sheehan en su casística personal ha sido: artritis reumatoide 81%, artrosis primaria 17,8%, artrosis postraumática 1,2%, gota 1,2% y ocrónosis 1,2%.

El promedio de edad fue de 59,7 años.

El 11,5% de los pacientes habían sufrido operaciones previas.

Resultados.

Entre noviembre de 1971 y julio de 1976 un total de 157 artroplastias se realizaron en 123 pacientes. De ellos, hubieron de ser descartados algunos por diferentes razones, quedando 131 rodillas aptas para revisión, cuyos resultados publicó Sheehan en 1978 (43). El plazo medio de requerimiento fue de 34 meses.

Los datos mas significativos de esta revisión son:

a) Dolor. Ausente estaba unicamente en 7 pacientes en el preoperatorio. Este grupo se incrementó al 81% de los operados. Dolor discreto, paso del 14% en el preoperatorio al 16% en el postoperatorio. El dolor intenso del 59% en el pre se redujo al 2% tras la operación.

b) Movilidad. La flexión no experimentó apenas variación, comparando las situaciones pre y postoperatoria. La media de la misma, tras la intervención, era de 83° aproximadamente. La extensión, cuyo deficit era de 21° en el preoperatorio, disminuyó a 12° finalmente. El arco de movimiento aumentó un promedio de 14° en las rodillas operadas. Se significa que no se intentó la liberación de las estructuras capsulares posteriores.

c) Habilidad para la marcha. El 56% de los pacientes operados presentaba un grado óptimo. Solo tres enfermos se encontraban incapacitados para caminar, situación condicionada en gran parte por la afectación poliarticular. El resto, presentaba grados intermedios, siendo en general menos importante la mejoría experimentada.

d) Alineación. La corrección no siempre fue conseguida a pesar del uso de vástagos intramedulares.

Solamente 92 de las 131 rodillas valoradas, presentaban una correcta alineación. Doce persistían con contractura en flexión. Otro caso tenía deformidad valga asociada a flexo. Siete pacientes mantenían el varo insuficientemente corregido. Por último, 19 enfermos presentaban corrección incompleta de su deformidad en valgo. Sheehan introduce hasta 11 parámetros para valorar los resultados. Como resumen, en la encuesta realizada, el 83% de los pacientes se encontraban muy satisfechos de haber recibido la artroprótesis.

Complicaciones.

a) Intraoperatorias. Se registró una parada cardíaca en una paciente de 67 años tras ser retirado el torniquete, fracasando los intentos de reanimación.

La rotura de los cóndilos femorales sobrevino en 7 casos. Solo un caso tuvo consecuencias, quedando la pierna en valgo.

b) Postoperatorias. Fueron observadas cinco complicaciones por embolismo graso. En un caso se presentó el "rash" clásico petequial. Todos los pacientes se recuperaron completamente.

Se registró un caso de infección profunda, realizando con éxito una artrodesis tipo Charnley.

Tres pacientes desarrollaron una paresia del c.p.e. que se recuperó espontáneamente.

Un paciente requirió sutura secundaria de la herida. Hubo una necrosis de la piel tras una extensa liberación de la cápsula. La cicatrización tuvo lugar por segunda intención y hubo signos de infección profunda.

En varias ocasiones se apreciaron hematomas que se resolvieron espontáneamente, excepto un paciente que precisó la evacuación y drenaje.

c) Complicaciones sistémicas.- Tales como infección urinaria, íleo paralítico, trombosis profunda, úlcera por decúbito, en un total de 30 pacientes. Se resolvieron con tratamiento sintomático en su totalidad.

d) Complicaciones mecánicas.- Se registraron 4 casos de despegamiento en el modelo inicial. Tres fueron reintervenidos, reemplazando la prótesis por el modelo actual. Ellos no figuran en la anterior valoración. El 4º paciente, tras la sustitución del componente tibial, volvió a los 6 meses aquejando fallos en la rodilla. Se comprobó la rotura del vástago de polietileno, colocándose una férula con la que se maneja satisfactoriamente.

En dos casos más hubo rotura del caballete tibial de polietileno. Se trataba de pacientes que presentaban rotura del ligamento lateral medial y dislocación lateral de la patela, que no fueron corregidos en el momento de la operación. Esto hace suponer que la estabilidad lateral de la rodilla no puede ser confiada solamente al vástago (caballete) de polietileno. La ausencia de los ligamentos laterales puede constituir una contraindicación absoluta para el uso de esta prótesis.

En la primera fase de la técnica, realizada en 1972, no se valoró suficientemente la importancia del reajuste del aparato extensor. Por este defecto, en un caso hubo dislocación lateral de la rótula, que contribuyó a la recidiva de la deformidad en valgo. Una paciente mostró absorción de los cóndilos femorales y porción superior de la tibia. La función de la rodilla continuó siendo satisfactoria y el implante continua firmemente cementado al hueso. La misma paciente muestra un grado de absorción menor en la rodilla opuesta. No se ha podido constatar la causa de esta contingencia.

Aunque no se ha evidenciado clínica y radiológicamente ningún caso de luxación de la prótesis, en cinco rodillas aparecieron líneas lucentes alrededor del cemento en uno o los dos componentes.

Los problemas patelares se refieren fundamentalmente a una paciente con enfermedad de Still, en donde la prótesis sobresalía. Anteriormente hubo de ser realizada una patelectomía.

Otros 15 pacientes, en revisión, se quejaron de suaves molestias retropatelares sin interferir la función.

Setenta y una rodillas mostraron crepitación retropatelar en diferentes grados, si bien la mayoría, eran asintomáticas.

Sheehan, subraya la escasa incidencia de problemas patelares, atribuyéndolo al hecho de la suave transición que tiene lugar para la rótula, al pasar de la superficie femoral a la prótesis en el curso de la flexión. Considerando que el aumento del diámetro arteroposterior en la zona articular constituye un factor negativo, al generar tensiones intensas que son la base de estos problemas.

Los casos que mostraron síntomas rotulianos mejoraron en general con el paso del tiempo, especialmente a partir de los dos años, por lo que es prudente esperar, antes de decidir una petelectomía secundaria.

Sheehan (43), considera que la corrección de las deformidades angulares puede constituir el más grave problema respecto a la artroplastia de rodilla. En esta técnica, el uso de vástagos intramedulares no garantiza por si solo la corrección total de la deformidad, teniendo en cuenta que, en este diseño, el enca

je de la prótesis no es completo y permite 4 grados de movilidad lateral con la rodilla extendida. Si los músculos vectores no es tñ correctamente alineados, a lo largo del tiempo existirá una tendencia al varo o al valgo por la distribución desigual del pe so a uno u otro lado de la prótesis. Un mejor entendimiento de las fuerzas musculares, combinada con la liberación de las partes blandas, ha permitido últimamente, al autor de esta técnica, una me jor corrección de las deformidades fijas.

Dada la incidencia de las articulaciones colindantes sobre la rodilla, las deformidades serán debidamente valoradas, estableciendo un orden prioritario de correcciones que en el miembro inferior debe iniciarse con el tratamiento de cualquier desorden existente a nivel de la cadera.

2. PROTESIS DE RODILLA ATTENBOROUGH DE DESLIZAMIENTO ESTABILIZADO.

Introducción.

La primera generación de implantes, constituida por las prótesis en bisagra, permiten la flexoextensión pero carecen de cualquier otro movimiento. La estabilidad es completa. Pero teniendo en cuenta que la articulación de la rodilla no está sometida solamente a movimientos de flexoextensión, sino también a tensiones laterales y de torsión, la gran estabilidad puede convertirse en un elemento desfavorable al permitir que los componentes se desprendan del hueso. Para aminorar este problema las articulaciones de bisagra poseen largos tallos intramedulares, que requieren para su fijación gran cantidad de cemento, representando una dificultad en aquellos casos donde por una infección o fallo mecánico haya que retirar la prótesis (ver conclusiones generales). Por otro lado, el aporte sanguíneo a nivel de la cortical femoral, puede verse comprometido por la gran masa de cemento, facilitando las fracturas por stress.

Las prótesis de deslizamiento tipo Geomedica, Total Condilar y Freeman-Swanson, al no tener conexión mecánica entre sus componentes y permitir un movimiento más fisiológico, disminuyen el riesgo de desprendimiento en la interfase cemento.

No obstante, según refleja Attenborough en su capítulo del libro de Poal Manresa (33), la geometría de los componentes de estos últimos implantes, les obliga a ser autoestables, no resultando enteramente libres. Ello da lugar, muchas veces, a desprendimientos similares a los producidos en las prótesis totalmente constreñidas.

Los implantes más superficiales, carecen de apoyo sólido al asentarse muchas veces en el tejido esponjoso de la tibia. Por otro lado, al depender enteramente de las partes blandas para su estabilidad, no son indicados para corregir grados importantes de deformidad e inestabilidad.

En base a estas consideraciones, diferentes criterios son tenidos en cuenta por Attenborough para el diseño de una prótesis de rodilla, a saber:

1) Los movimientos de flexo-extensión deben ser similares a los de la articulación natural.

2) Es preciso encontrar una solución que permita movimientos laterales y rotatorios, así como la forma de disminuirlos paulatinamente en la extensión, evitando el bloqueo repentino.

3) Los ligamentos cruzados deben ser extirpados. Su conservación, puede dar lugar a fuerzas de cizallamiento, especialmente sobre el componente tibial, por las tensiones que generan en las posiciones de flexo-extensión.

4) Los vástagos intramedulares son necesarios para mantener la estabilidad, pero su longitud debe adecuarse convenientemente.

mente y su sección resultar idónea para ofrecer la mayor superficie de contacto, facilitando así su fijación.

5) Deben emplearse prótesis de metal-plástico en articulaciones que soporten peso, en virtud de sus propiedades de fricción.

6) La porción de hueso que resulta precisa para implantar la prótesis debe ser mínima, en evitación de otros inconvenientes en caso de fallo mecánico.

7) La articulación patelofemoral debe ser sustituida conjuntamente con la femorotibial, puesto que ha de soportar grandes presiones.

8) Por último, la técnica de inserción ha de resultar lo más sencilla posible.

Características de la prótesis de Attenborough.

Es un implante con dos componentes fundamentales. El femoral se confecciona en cromo cobalto e imita a los cóndilos del fémur. Posee un vástago intramedular de 75 mm. Las superficies de deslizamiento poseen una curvatura suficiente para permitir una flexión que rebasa los 90°, articulándose anteriormente con la rótula.

En la porción intercondílea existe una barra estabilizadora que articula ambos componentes, sustituyendo a los ligamentos cruzados y permitiendo cierto grado de movilidad lateral y rotatoria. El extremo de la barra posee forma de bola y está rodeado de un clip circular de polietileno. El componente tibial está fabricado en polietileno de alta densidad. Posee un hueco que aloja al vástago cilíndrico estabilizador del componente femoral. El platillo tibial posee un radio de curvatura que permite enca-

jar exactamente con los cóndilos del fémur, dificultando la rotación. Esta, se hace posible a medida que avanza la flexión, en donde el contacto se hace ya con la parte posterior de los cóndilos femorales, de radio más pequeño. La tensión de las partes blandas impiden una rotación excesiva. Asimismo, durante la flexión, son posibles ciertos movimientos de lateralidad, merced a que la barra estabilizadora se situa en la parte más ancha del canal intercondíleo, semejando lo que ocurre en la rodilla normal. (Fig. 130).



Figura 130.- Prótesis de Attenborough.

El movimiento de la prótesis es policéntrico. La barra se desplaza hacia arriba y abajo con la flexo-extensión. En la extensión, la barra actúa de pistón, que conduce el líquido sinovial hacia arriba a través de dos pequeños orificios laterales.

De esta forma se persigue un mecanismo autolubricante, tanto para la propia barra como para las superficies condíleas.

La cantidad de hueso necesaria para la implantación oscila entre 1 y 1,5 cm.

Durante el período de experimentación clínica se observaron algunos inconvenientes, como la introducción de cemento en el espacio articular y la dificultad de su eliminación. Entonces, se diseñó un componente femoral modificado, en donde el vástago de estabilización se coloca separadamente.

Asimismo y tras el primer período de experimentación, se ha optado por sustituir rutinariamente la cara posterior de la patela mediante un tercer componente fabricado en polietileno de alta densidad. Con este proceder se intenta disminuir el dolor patelar, que era observado en un gran porcentaje de pacientes a quienes inicialmente no se sustituyó esta articulación y precisaron una segunda operación.

Indicaciones.

La prótesis de deslizamiento estabilizado de Attenborough solamente ha sido utilizada por su autor (44) en casos de artrosis y artritis reumatoidea. En presencia de los síntomas de dolor severo y espontáneo y pérdida de función, que condicionen la dependencia del paciente.

La edad de los enfermos artrósicos ha rebasado los 51 años, cuando ya no eran tributarios de otra operación. Pacientes más jóvenes suelen, generalmente, beneficiarse de otros métodos como la osteotomía.

En artritis reumatoidea, donde la destrucción de la rodilla suele ser intensa, el uso de la prótesis puede ser más pre-

coz ante la alternativa de la artrodesis. El paciente mas joven operado por Attenborough tenfa 34 años.

La edad avanzada no es considerada inconveniente por dicho autor, siempre que la operación vaya precedida de un control médico riguroso y el estado general del paciente lo permita. La máxima edad de los enfermos intervenidos ha sido de 88 años. Por último, cabe reseñar que, este implante puede utilizarse con éxito a modo de recambio de otras prótesis fallidas por defecto de estabilidad intrínseca.

Técnica quirúrgica.

Incisión parapatelar externa y disección subcutánea para abrir la articulación por el lado medial. De esta manera, se preserva la articulación de posibles infecciones superficiales. Al mismo tiempo se evita lesionar la rama infrapatelar del nervio safeno interno y los inconvenientes que ello produce. Cuando existe deformidad en valgo y es necesario seccionar el alerón rotuliano externo, resulta mas fácil hacerlo por esta vía.

Se realiza la incisión medial del cuádriceps entrando en la articulación y luxando externamente la rótula. La rodilla se coloca en flexión. En la descripción que sobre su técnica realiza Attenborough (33), que en parte seguimos, se reseca ahora con sierra oscilante una pequeña lámina de la cara posterior de la rótula, tallando un agujero en el centro para la inserción posterior del implante rotuliano.

De la porción inferior de los cóndilos femorales, se extirpa 1 cm. de hueso, procurando que el corte resulte perpendicular al eje del fémur y paralelo a la línea articular. En casos de colapso de uno u otro cóndilo se tendrá en cuenta para dirigir convenientemente la línea del corte, dejando algunos grados de valgo en las superficies seccionadas.

Sirviéndonos de una plantilla, se labra un rectángulo, que permitirá la inserción de un instrumento femoral de prueba, tras extirpar la porción posterior de los cóndilos femorales.

El lecho tallado se agrandará convenientemente hasta que la prótesis se aloje por completo y la barra estabilizadora pueda desplazarse hasta la flexión completa sin llegar a contactar con el cortex posterior del fémur. (Figs. 131, 132 y 133).

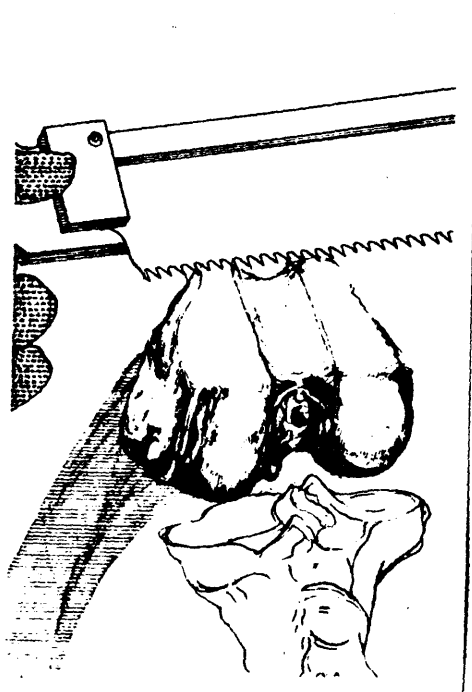


Figura 131.- Resección de la porción inferior de los cóndilos femorales.

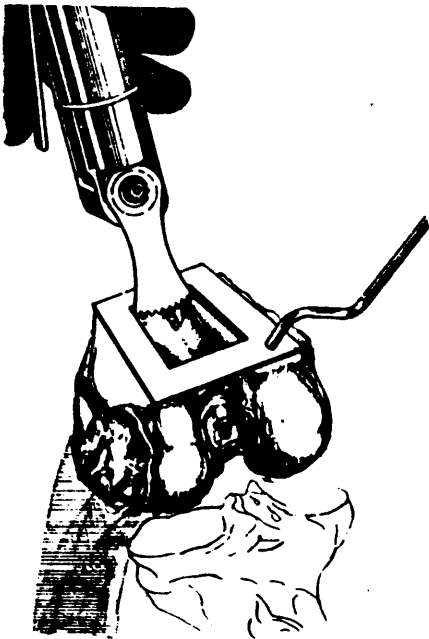


Figura 132.- Apertura de una ventana en la cavidad medular.



Figura 133.- Detalle del lecho femoral preparado para recibir la prótesis.

Seguidamente, se verifica el tiempo tibial con la rodilla en completa flexión, procurando desplazar hacia adelante la tibia cuya maniobra puede ser facilitada por una palanca que empuja la cara posterior del borde superior de la tibia. (Fig. 134).

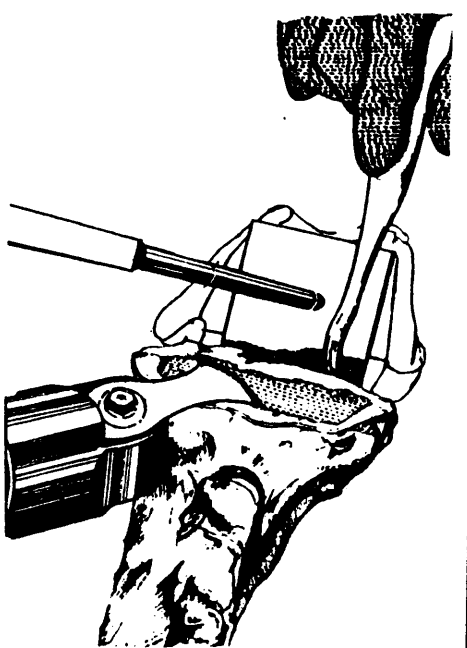


Figura 134.- Preparación del lecho tibial.

Se extirpan los posibles restos de meniscos o ligamentos cruzados. Asimismo se procede con las espinas tibiales, hasta regularizar la superficie superior de la tibia respetando el hueso duro subcondral, mediante un pequeño corte perpendicular al eje del hueso. También, con una plantilla adecuada, se extirpa un rectángulo de hueso utilizando sierra oscilante y extra-yendo la esponjosa hasta permitir que la prótesis de prueba pueda ser introducida. (Fig. 135).

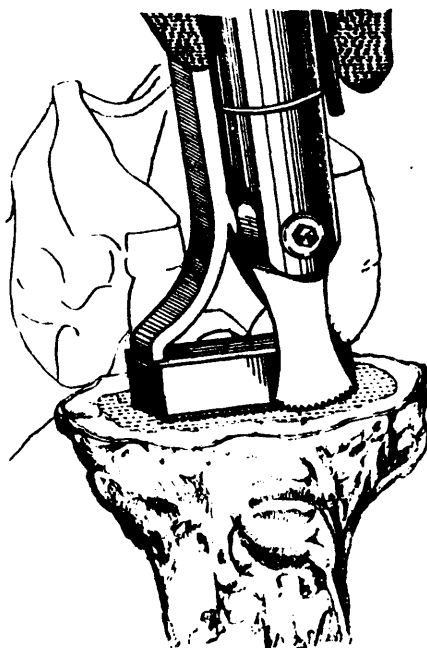


Figura 135.- Labrado de una ventana en la cavidad medular de la tibia.

Llegados a este punto, se realiza una prueba con los dos componentes, debiendo asegurarse que la varilla estabilizadora no contacte con el fémur al verificar la flexión de la rodilla que debe ser de al menos 100°. Ahora, pueden realizarse las correcciones precisas hasta que la alineación y el grado de movilidad resulten convenientes (Fig. 136).

Se cementa en primer lugar, utilizando un inyector, el componente tibial, dejando una parte de cemento para el implante rotuliano cuyo lecho fue preparado previamente.

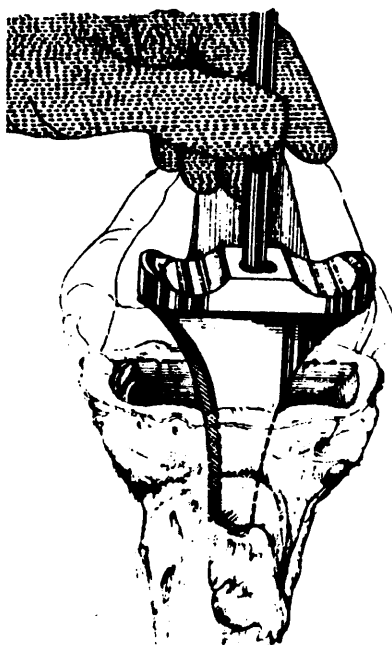


Figura 136.- Prueba de los componentes protésicos.

Seguidamente es cementada la cavidad medular del fémur, insertando el vástago hasta la mitad de su longitud, en cuyo momento se rellena con algo de cemento la superficie interna de los cóndilos, insertando definitivamente la prótesis golpeando en su impactor. Se retira el resto de cemento de la cara posterior a través del canal intercondíleo. Realizada esta operación se extiende la rodilla, manteniendo la presión sobre la prótesis hasta que el cemento fragüe. La articulación se lava insistentemente, a fin de arrastrar todos los residuos (Fig. 137).

Cierre por planos, dejando drenaje articular y otro en plano subcutáneo. Se aconseja que la sutura sea mas cuidadosa en enfermos de artritis reumatoidea, que generalmente dan ocasión, con alguna frecuencia, a problemas de cicatrización.



Figura 137.- Esquema de la prótesis situada.

Al día siguiente de la operación se inician los movimientos articulares y el paciente se levanta de la cama para caminar con ayudas. El grado de flexión se va aumentando paulatinamente en función del estado de la herida, debiendo también ser más precavidos en casos de artritis reumatoide. Los puntos son retirados a los 12 ó 14 días del postoperatorio.

Resultados.

Se revisan 245 prótesis de rodilla puestas en Hastings, utilizando esta técnica. Anteriormente a 1976 se usaba el implante original que fue sustituido por el actual, incluyendo la sustitución de la patela a partir de 1977.

Los resultados aquí reflejados corresponden a la última publicación, en 1978, de Attenborough (44), que a nosotros ha llegado. La mayoría de los resultados que se consignan corresponden a la prótesis inicial, incluyendo 10 casos en que la patela fue colocada como operación subsiguiente.

Sobre el total de 245 rodillas 30 corresponden a varones y 215 a hembras.

Excluyendo los casos perdidos por muerte o artrodesis, todos los demás fueron revisados. Ciento sesenta y seis rodillas fueron operadas 1 año anterior a esta revisión. Este número se redujo a 158 por causas de muerte o artrodesis. Otro grupo de 107 corresponden a intervenciones realizadas dos años antes, quedando reducidas a 93 por las mismas causas. Por último, de 55 rodillas operadas, con 3 ó más años de antigüedad, fueron revisados 39, perdiéndose el resto por causas similares. El porcentaje de defunciones, relativamente alto, se ve influido por corresponder los pacientes de Hastings a población generalmente retirada, con una media de edad alta. En estos casos, se analizaron las anotaciones correspondientes a la última revisión, comprobando que la situación correspondía al promedio de las otras rodillas.

En la valoración de los resultados se han seguido los criterios de mejoría del dolor, habilidad para la marcha, deformidad y amplitud de flexión.

El dolor, que era intenso en el 64% de los pacientes antes de la operación, descendió notablemente después de la misma, quedando este grupo reducido al 1% en los 2 primeros años. No había ningún paciente sin molestias preoperatoriamente, pasando a esta situación, tras la intervención, el 82% el primer año, el 79% el segundo año y el 75% el tercer año. Esta diferencia, entre el 2º y 3º año, puede deberse a la presentación de dolor reotropatelar en un grupo de pacientes durante el 2º año de evolución, que fue solucionado con la sustitución de la articulación femoropatelar.

La habilidad para caminar mejoró, y a los 2 y 3 años cerca del 75% de los pacientes podían caminar distancias largas con o sin bastón. Solamente había un 5% que presentaban serias dificultades al tercer año de ser operados, pero este grupo alcanzaba cotas iniciales del 20%.

Respecto a la deformidad en flexión, el 82% no presentaban grado alguno de deformidad al cabo de los 3 años de ser intervenidos, lo que supone un incremento, teniendo en cuenta que solamente el 31% partieron de esta situación.

El 30% de pacientes, que inicialmente presentaban deformidades en flexión por encima de los 30 grados, desapareció casi en su totalidad tras recibir la prótesis.

El diseño de la prótesis no permite constatar material clínico incurso en inestabilidad.

Por último, referente al ángulo de flexión, paso del 27%, que previamente a la intervención flexionaban más de 90°, al 38% al final del tercer año del postoperatorio, habiéndose incrementado este grupo sucesivamente en los años de seguimiento.

El peor grupo de pacientes, que inicialmente presentaban una movilidad siempre inferior a los 60°, quedó reducido a un 3% en la misma situación, cifra que fue en descenso en las sucesivas evaluaciones.

Complicaciones.

A través de los datos reflejados en el mismo trabajo, se constata lo siguiente:

a) Infección.- Por causa de sepsis se perdieron para seguimiento las rodillas que fueron artrodesadas. Con excepción

de las primeras cinco, todos los pacientes fueron intervenidos en quirófano de flujo laminar de Charnley, utilizando cobertura antibiótica. No se ha registrado ningún caso de infección, inmediatamente a la operación, en Hastings.

Un paciente intervenido en otro hospital, después de dos operaciones, con antecedentes de sepsis, desarrolló una infección profunda. La prótesis fue retirada y artrodesada la rodilla.

Hubo 3 casos de infección tardía. Dos de ellos, posiblemente metastásicos tras una cistitis y un absceso en un pie. En el tercer paciente no se cultivaron gérmenes ni se detectó sensibilización al metal. Probablemente la causa estribara en un bajo índice de infección.

b) Artrodesis.- En las 4 rodillas infectadas se realizó una artrodesis, consiguiendo rodillas estables e indoloras. En un paciente artrodesado afecto de artritis reumatoidea, se consiguió una fibrosis rígida que no necesitaba soporte externo.

c) Despegamiento.- Se apreció despegamiento del componente tibial en dos rodillas, debido al cemento residual que quedó en la parte posterior y que originaba un bloqueo súbito de la flexión. Una de las rupturas se registró en una de las ranuras que tiene este componente en la parte final de la barra estabilizadora. Estas ranuras no se usan actualmente y la longitud de la varilla ha sido aumentada.

d) Fracturas.- Un paciente obeso, que fue dejado en 10° de varo, desarrolló una fractura de stress en el cóndilo medial de la tibia y consiguientemente, del componente tibial. Otros dos pacientes que presentaron fracturas de stress, curaron sin perder la prótesis.

e) Radiolucencia.- En los dos años siguientes a la operación, un número de pacientes presentaban líneas de radiolucencia alrededor de la parte proximal del componente tibial. No ha excedido de 2 mm. y no presentaron otros signos de desgastamiento.

f) Tromboembolias.- Hubo dos casos de muerte por embolia pulmonar. A diferencia de las prótesis de cadera, ha habido algunos casos de trombosis venosa, que pueden guardar relación con el uso del torniquete.

Resumen de la prótesis total de rodilla, estabilizada de deslizamiento de Attenborough. (44).

Este implante posee la estabilidad de una charnela y permite un movimiento de extensión y flexión de tipo policéntrico en similitud con el de la rodilla normal.

Ha sido utilizada en pacientes con más de 80° de deformidad en valgo y 60° de deformidad en flexión, con severa inestabilidad ligamentosa (44). La estabilidad tras la operación, fue buena. El principio del deslizamiento estabilizado, difiere de algunas prótesis, en su intento de producir una gradual desaceleración de los movimientos laterales y rotacionales, que son limitados por la tensión de los tejidos blandos.

Los resultados que han sido constatados corresponden en su mayoría al modelo inicial de prótesis. En el actual diseño se han introducido algunas modificaciones que en parte han sido citadas.

El empleo del tercer componente de polietileno para la parte posterior de la rótula, hará menos probable el dolor retropatelar.

Se ha eliminado el problema del cemento en la parte posterior de la rodilla.

La laxitud de los movimientos que permite este diseño, pretende la supresión de accidentes por despegamiento, que hasta el momento no han sido observados con el uso de esta prótesis.

3. PROTESIS ESFEROCENTRICA.

También como alternativa a las prótesis de charnela surge este modelo de prótesis, instigada por un grupo de autores adscritos a la Universidad de Michigan en U.S.A.

La primera publicación de Mathews sobre la prótesis esférica data de 1973 (45).

Ignoramos la difusión que este modelo tiene actualmente en Estados Unidos. Para nosotros, constituye una técnica relativamente reciente, siendo todavía escasa la experiencia, que sobre este modelo existe aún en nuestro entorno. No obstante, merced a las características del implante y a los resultados conseguidos, consideramos de interés su descripción, que haremos de una forma resumida, utilizando los datos del trabajo de Sonstegard, Herbert Kaufer y Matthews (46), y la publicación más reciente de Kaufer y Matthews (67) que recoge los resultados de una más amplia casuística.

Características del modelo.

La prótesis esférica posee dos únicos componentes, femoral y tibial, fabricados en vitalio. Ambos, se hallan dota-

dos de vástagos intramedulares cortos para su anclaje en el hueso. Los cóndilos femorales (en metal) resbalan sobre unos railes de polietileno, apoyados sobre la plataforma metálica de la tibia. Su forma, cóncava, controla los movimientos de rotación.

Del componente tibial, emerge una varilla metálica terminada en una esfera, que articula con la porción intercondílea del componente femoral. Esta esfera, está recubierta de un caperuzón de polietileno con pestañas a los flancos, para evitar desplazamientos laterales. La articulación permite giros triaxiales. El movimiento de desplazamiento no existe. El centro de la esfera es ligeramente posterior al eje mayor del fémur, lo que permite un más amplio grado de flexión. (Fig. 138). Los cóndilos femora-

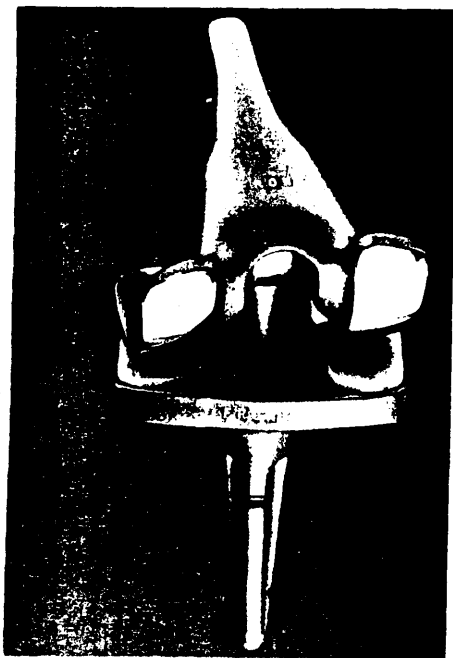


Figura 138.- Modelo de prótesis esferocéntrica.

les no poseen radio fijo. Este, es más pequeño en la parte posterior, donde resulta concéntrico a la superficie de la esfera. El movimiento es por tanto policéntrico y su amplitud oscila habitualmente desde 5° a 120°. Existe una desaceleración gradual y no hay stop súbito a la extensión completa, habiéndose minimizado entonces el impacto de la carga. En esta posición, la rodilla es estable excepto para la flexión.

En el transcurso de la flexión, los cóndilos van despegando de las superficies tibiales y la carga se va transmitiendo a la cúpula de la esfera, permitiendo entonces las rotaciones conforme los cóndilos ruedan. En la máxima flexión es posible una rotación tibial de 30°, y 5° de varo-valgo.

Todas las articulaciones son de metal plástico. No hay metal-metal. Los componentes plásticos pueden ser sustituidos.

Las superficies de contacto resultan amplias, hallándose incrementadas por los vástagos intramedulares cortos. La prótesis resulta totalmente autoestable y su fijación se realiza con metilmetacrilato.

Técnica quirúrgica.

Resumen de datos técnicos o tiempos fundamentales (Matthews). La operación se realiza con isquemia a través de una incisión parapatelar media con la rodilla en máxima flexión.

Es necesario descubrir los 2 ó 3 cms. proximales de la tibia en su circunferencia. Para ello, de ser preciso, se puede despegar la mitad de la inserción del tendón rotuliano en la tuberosidad. La rótula es luxada externamente.

La parte proximal de la tibia es seccionada, realizando con sierra oscilante un corte perpendicular al eje principal

del hueso, debiendo quedar una superficie plana de hueso esponjoso. Los ligamentos cruzados y los meniscos son resecados previamente. Si fuera necesario, y a fin de obtener un campo más amplio, los ligamentos laterales pueden ser desinsertados de su extremidad femoral. La estabilidad intrínseca de la prótesis permite estas secciones sin comprometer la función postoperatoria. (Figs. 139 y 140). (Esquemas pub. por Howmedica).

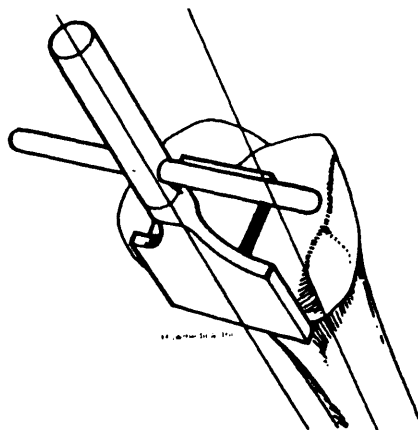


Figura 139.- Detalle de la técnica esférica. (Ver texto).

La escisión articular de los cóndilos debe seguir el contorno sagital del fémur e incluir totalmente su superficie posterior. El límite anterior de la sección, se halla limitado por la rótula, cuya superficie articular debe ser totalmente respetada. La sección de las superficies condíleas ha de ser escasa (menos de 1 cm.).

Una plantilla especial nos indica con precisión el tamaño y la forma de la cavidad, que debe ser tallada en la región intercondileana del fémur. El mango de este instrumento ha de

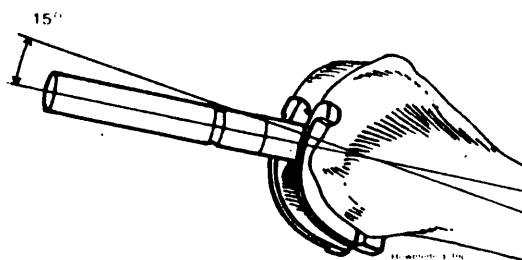


Figura 140.- Ver texto.

ser paralelo al eje de flexión de la rodilla. El núcleo óseo se labra con sierra oscilante, profundizando 2,5 cm. aproximadamente. Las paredes de esta cavidad deben ser estrictamente paralelas, debiendo trabajar con cuidado para evitar la fractura de las mismas. La cavidad es curetada y agrandada hasta que el posicionador de prueba entre libremente y establezca contacto con los cóndilos del fémur. Visto de frente, el componente femoral de prueba, debe tener su marca dirigida hacia el centro de la cabeza femoral. Visto de perfil, esta marca debe guardar una inclinación de 15° respecto al eje del fémur. El componente femoral debe insertarse libremente, rehusando dar martillazos por el riesgo de producir fracturas. (Figuras 141 y 142).

En el ensayo final, la barra transversal del posicionador ha de ser paralela al eje de la flexión de rodilla y el mango guardar una inclinación de 15° hacia adelante con respecto a la superficie anterior del cortex femoral. Visto de frente, este mismo mango, ha de dirigirse al centro de la cabeza femoral.

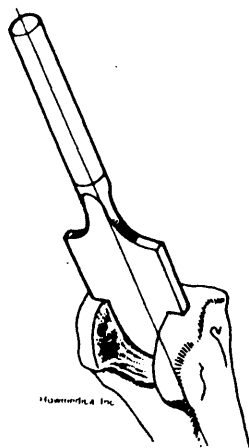


Figura 141.- Detalle de la técnica esferocéntrica.
(Ver texto).

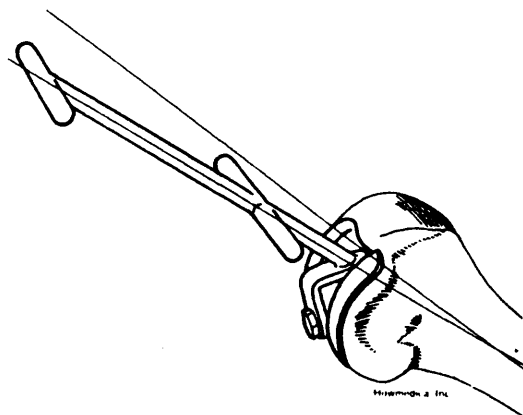


Figura 142.- Detalle de la técnica esferocéntrica.
(Ver texto).

Ahora, en la extremidad proximal de la tibia, se selecciona un punto situado a $\frac{2}{3}$ del borde posterior del hueso y se prepara un lecho, a fin de recibir el vástago intramedular del

componente tibial. La placa transversal de dicho componente, debe reposar en la superficie reseca de la extremidad proximal del hueso. El borde anterior puede rebasar ligeramente a la tibia.

Se realiza un ensayo con los componentes de prueba.

La esfera del implante tibial, es situada suavemente en la cúpula del implante femoral y la rodilla se lleva a la extensión. En este momento deben existir unos 10° de hiperextensión que se pierden tras la cementación. En caso de no ser correcta la alineación, es ahora cuando han de efectuarse los retoques necesarios.

Satisfechos del resultado, podemos pasar a la cementación del componente femoral, cerciorándonos de su orientación con el posicionador.

Seguidamente se cementa el componente tibial, insertándolo con la rodilla en flexión. Posteriormente y mientras fragua el cemento se introduce la esfera del implante tibial, sin su caperuzón, dentro del componente femoral, situando la rodilla en extensión. Una vez concluida la polimerización se flexiona y luxa la rodilla.

Es muy importante no dejar restos de cemento. Se procede ahora al ensamblaje de la caperuza de plástico RCH 1000 que cubre la esfera tibial. Para su introducción, se coloca la rodilla en 50° de flexión y con una pinza especial, la cubierta de plástico es enfundada en la profundidad del componente femoral en la posición precisa. Cualquiera que sea la técnica de inserción de la caperuza, el posicionador es utilizado para asegurarnos de que su posición es exacta. Por inspección visual apreciaremos el acoplamiento completo de los bordes de la caperuza sobre la garganta de retención del implante femoral.

La inserción y ensambladura de la prótesis esferocéntrica son ahora terminadas verificando una última prueba, satisfechos de la misma, se retira la isquemia y procede a la hemostasia y cierre de la herida. Se dejan drenajes de aspiración, colocando un vendaje. Matthews recomienda hacer cobertura antibiótica y aspirina como agente antitrombógeno.

Indicaciones.

Sonstegard, Kaufer y Matthews (46), aconsejan el uso de la prótesis esferocéntrica en deformaciones severas de rodilla en flexo superiores a 30° y en varo o valgo por encima de los 20°. También en inestabilidades importantes o fallo de prótesis convencional. Estos autores han, realizado rescates en fracasos de otras prótesis (2 Mc Intosh, 1 geométrica luxada y 1 de Herbert dolorosa).

La edad media de sus pacientes era de 62 años.

Las causas etiológicas fueron 75% de artritis reumatoidea y 25% de gonartrosis.

Resultados (61).

En un reciente trabajo de Kaufer y Matthews, se aporta el resultado de 134 rodillas esferocéntricas, después de un período de seguimiento de 1 a 5,5 años.

La etiología de las indicaciones fue de un grupo de 72 pacientes afectados de artritis reumatoidea que incluía espondilitis anquilopoyética, lupus eritematoso y variantes reumatoides. Otro grupo de 62 pacientes gonartrósicos incluye enfermos con gota, pseudogota, artrosis postraumática, hemocromatosis y artropatía neuropática. Cuarenta y cuatro rodillas habían sufrido 51 opera-

ciones previamente a la artroplastia esferocéntrica. Veintiuna rodillas habían sido previamente intervenidas de artroplastia, 3 de artrodesis (2 conseguidas y una fallada). En 21 pacientes la artroplastia esferocéntrica fue bilateral. Todas las operaciones fueron realizadas en la Universidad de Michigan, bajo la supervisión de uno de sus autores.

El criterio preoperatorio fue de varo o valgo superior a 20° , flexo de 30 ó más grados e inestabilidad superior a los 20° con la pierna en extensión.

Se excluyen, por diferentes causas, 4 rodillas y quedan 130 artroplastias en 109 enfermos.

Sobre 58 pacientes, que previamente presentaban deformidad en varo de $25,3^\circ \pm 10^\circ$ (de 3 a 50°), el promedio postoperatorio fue de 5° de varo a 11° de valgo, con una media de corrección de 23° de deformidad en varo. Cuarenta y ocho rodillas tenían un promedio de valgo de $25,5^\circ$ (de 12 a 55°), quedando reducidas, tras la operación, a un promedio de 6° de valgo (de 5° de varo a 11° de valgo).

Cincuenta rodillas, con $35,6^\circ$ de promedio de deformidad en flexo, fueron dejadas con la artroplastia, en 3° de media (0 a 20°).

De 61 rodillas inestables, solo quedaron 6 inestabilidades en el postoperatorio.

El dolor, considerado en una escala de 1 a 4, pasó de 3,45 promedio antes de la artroplastia, a 0,4 tras la intervención.

La actividad fue mejorada en 1,9 puntos. Sesenta rodillas no precisaron ningún tipo de ayudas.

En resumen y según los autores, sobre 130 artroplastias, el 97% arrojaron un resultado satisfactorio tras la primera evaluación.

Complicaciones.

A rayos X se apreció línea incompleta radioluciente, en la interfase cemento hueso, de 48 componentes femorales (37%). De ellas, 35 (27%), no progresaron y 13 (10%) si lo hicieron.

Asimismo, una incompleta línea radioluciente fue observada en 52 componentes tibiales (40%). De estos, 33 no progresaron (25,4%) y 19 fueron progresivas (14,6%).

Despegamientos asépticos definidos y demostrados los hubo en 10 rodillas (7,7%). Dos de ellas se acompañaron de fractura traumática del fémur distal y en las otras 8 no hubo episodio traumático que los justificara.

De las 10 prótesis movilizadas, 5 fueron reoperadas colocando un vástago más largo, otros 2 pacientes rehusaron la operación, el resto se mantuvo relativamente asintomático.

Hubo 3 infecciones profundas (2,2%). En un caso, se realizó una amputación por encima de la rodilla y en los otros 2 se realizó un intento de artrodesis tras la extracción protésica, practicando control local de infección.

Durante el período de observación, 8 pacientes fallecieron. Seis de ellos por causas ajenas a la artroplastia esférica y otros dos, por motivos relacionados con la operación (1 accidente traqueal durante la intubación y 1 embolia pulmonar).

Se realizaron un 7,7% de reoperaciones después de un seguimiento de 34 meses de promedio.

Hubo 1 paresia del c.p.e. recuperada espontáneamente y durante la operación se produjeron dos fracturas de los condíloes femorales que fueron coaptadas con el cemento.

Los resultados, en conjunto, son considerados por sus autores superiores a los registrados con otras prótesis de estabilidad intrínseca.

4. ARTROPLASTIA ESTABILOCONDILAR.

Dentro del contexto de implantes que nos ocupa, cabe incluir este diseño, fabricado en U.S.A. por el mismo grupo de autores de la prótesis total condilar. Aunque no se halla aun excesivamente experimentado describimos algunos datos técnicos.

Características (47).

El modelo Estabilo-Condilar es una rodilla parcialmente constreñida que permite el movimiento triaxial poseyendo autoestabilidad. El eje femorotibial está localizado en la gama media del centro instantáneo de movimiento de la articulación de la rodilla y permite una movilidad de 5° a 120°. El componente femoral, de cobalto cromo, consiste en dos superficies condilares policéntricas, conectadas mediante un soporte anterior que articula con la rótula. El componente tibial, se compone de una plataforma tibial con una posición intercondilar para la unión al fémur y una clavija intramedular para la fijación cemento-hueso. Un "pin", en cromo cobalto, está situado a través del plato tibial para aumentar la fijación. La prótesis es prearticulada y

por el momento sólo se fabrica en un tamaño (Fig. 142).



Figura 143.- Modelo estabilocondilar.

La sustitución conjunta de la patela con un componente plástico es opcional.

Este implante puede absorber 5 mm. de deformación elástica en el plano anteroposterior, 24° de rotación y hasta 27° de varo-valgo cuando la rodilla está a 30° de flexión.

Indicaciones.

La prótesis estabilocondilar está indicada en todos los tipos de rodillas artríticas con grave deformidad varo-valgo, con o sin contractura en flexión, osteoporosis moderada y grave. También se ha utilizado en fallos de la artroplastia total condilar y en rodillas reumatoideas fuertemente inestables.

Sus autores contraindican esta técnica en las rodillas sépticas y neuropáticas.

Técnicamente resulta difícil su inserción en rodillas de masiado pequeñas y en aquellos casos con contractura en flexo superior a los 45°.

Resultados.

Como anteriormente dijimos, la experiencia con la prótesis estabilocondilar es todavía escasa y los resultados de la casuística en poder de sus autores (47), se refieren a 25 rodillas de 24 pacientes con edades comprendidas entre los 51 y 84 años. Trece pacientes tenían sustituciones de la rodilla contra lateral. Dieciseis veces la patela fue sustituida simultáneamente. Dos pacientes habían sufrido una patelectomía previa. Tres rodillas fueron excluidas de este estudio. Una por fallecimiento ajeno a la operación. Otro caso sufrió una fractura de fémur accidentalmente. El tercer paciente abandonó el seguimiento. Los enfermos fueron evaluados pre y postoperatoriamente con la hoja de puntuación de rodilla seguida en el Hospital For Especial Surgery, de características que fueron descritas a propósito de la prótesis total condilar.

Todos los pacientes que preoperatoriamente se quejaron de dolor fuerte, experimentaron un alivio del mismo, catalogado como bueno y excelente. Varios, no obstante, reconocieron molestias moderadas que no precisaron analgésicos.

La función mejoró notablemente en 8 pacientes que preoperatoriamente precisaban silla de ruedas, que abandonaron, pudiendo caminar varias manzanas con independencia. La valoración, en este sentido, se hizo difícil por la afectación de otras articulaciones.

La movilidad media pasó de 86° a 97°, tras recibir la prótesis. Tres pacientes presentaban contracturas residuales de 5°, 10° y 15° respectivamente.

La estabilidad en el plano anteroposterior fue la tónica en el postoperatorio. Dos pacientes presentaron un impulso lateral.

Todas las rodillas consiguieron buena alineación. Preoperatoriamente, once casos presentaban varo de 5° a 35°, nueve valgos de 10 a 30° y catorce rodillas tenían contractura en flexión de 5 a 8°.

En la clasificación total la puntuación media pasó de 38 a 82 puntos después de la operación, sobre un máximo de 100.

Las complicaciones fueron de escasa incidencia, referidas a dificultad en el cierre de la herida y tromboflebitis. Todas fueron superadas sin problemas.

La única infección se registró al año de la intervención, en que el paciente mostró un cuadro séptico, habiendo de extraer la prótesis detectando enterococos. Tras unos días en tracción y administración de antibióticos se insertó una total condilar y el enfermo curó. En otro caso hubo que extraer quirúrgicamente cemento sobrante de la cara posterior de la articulación.

Un paciente registró una fractura de fémur por una causa accidental ajena a la prótesis.

Resumen de la artroplastia estabilicondilar (47).

A tenor de los resultados obtenidos, sus autores se hallan satisfechos de la prótesis estabilocondilar en este estudio previo.

Consideran que la estabilidad es buena, reforzada por la conservación de los ligamentos laterales. Desde un punto de vista biomecánico resulta preferible dejar 5° de valgo, requiriendo una buena técnica que permita una correcta alineación.

Las ventajas de esta artroplastia incluyen un movimiento triaxial junto con su estabilidad. La flexión teórica es de 125° sin impacto del hueso o tejido blando. La técnica de inserción es sencilla, permitiendo la corrección de cualquier grado de deformidad. Finalmente, su implantación requiere solamente 15 mm. de resección ósea, quedando abierto el camino en caso de complicación de practicar un recambio o bien una artrodesis.

Las desventajas se resumen así (47): a) al ser la prótesis prearticulada, resulta difícil técnicamente obtener una buena fuerza comprensiva en la interfase cemento-hueso a nivel del componente tibial; b) el cemento residual, del compartimento posterior, es difícil de eliminar también por esta causa, y c) el sistema de unión puede mostrar deformación plástica y rotura posteriormente, especialmente si la articulación no está colocada adecuadamente. Por todo ello, en estos momentos, su empleo debe quedar reservado a un grupo seleccionado de pacientes.

COMENTARIO A LAS PROTESIS ROTACIONALES.

Como ya decíamos en la introducción del capítulo, este tipo de técnica surge como alternativa de la prótesis en bisagra.

Este último implante, estable por definición, corrige cualquier deformidad, pero su falta de fisiologismo impone fuerzas indeseables que se relajan en la unión cemento hueso y en las zonas críticas de terminación de los vástagos intramedulares. Todo ello, genera aflojamiento y fracturas.

La artroplastia rotacional trata de superar estos inconvenientes, incorporando un movimiento triaxial más parecido con el de la rodilla natural. La posibilidad de corregir las defor

maciones más graves, junto con sus características de autoestabilidad, son los factores que hacen más sugestiva e interesante esta técnica de reemplazamiento de la rodilla.

Globalmente, quizás la mayor crítica que se puede hacer, se refiere a su menor experimentación clínica, que no permite aún hacer una valoración con el rigor deseable. Algunos inconvenientes son de reciente conocimiento y, posiblemente, otros hagan su aparición en un futuro. El mecanismo que facilita la rotación, en ocasiones sofisticado, no encaja con la mayor simplicidad que debemos desear para cualquier tipo de implantes. Algunas características inherentes a las diferentes técnicas, merecen un comentario especial. Puesto que la indicación de estos implantes está dirigida a las rodillas con grave deterioro articular, la sustitución única de la articulación femorotibial no es suficiente y debe incluirse al compartimento femorotibial que en tales estadios, se halla también afectado. Por esta razón, Attenborough, ha modificado su técnica e introducido un tercer componente para la rótula, mejorando con ello sus resultados iniciales, obtenidos con la sustitución única de la articulación femorotibial. Otorgamos mayor solidez a este argumento que el esgrimido por Sheehan para no sustituir la rótula.

No tenemos experiencia personal sobre este tipo de artroplastias para emitir un juicio en profundidad, pero hemos sido testigos de algunas dificultades surgidas en el engranaje de la varilla intercondilar de estabilización durante el acto quirúrgico. Estos inconvenientes, parecen últimamente superados, merced a un instrumental preciso junto con una mayor experiencia.

Las técnicas de las rodillas esferocéntrica y de Attenborough parecen ganar terreno en la cirugía sustitutiva. La prótesis estabilocondilar, tiene todavía un uso restringido por sus propios autores, quienes obtienen con la total condilar unos magníficos resultados dentro de un campo de aplicación amplísimo.

Una de las cuestiones que más pueden inquietar todavía es la estabilidad conseguida en rotación. El tiempo tiene aún la palabra. Por el momento, hay datos suficientes para ser optimistas con estos implantes que, muy posiblemente, absorberán completamente las indicaciones que hasta ahora correspondían a las prótesis de charnela.

d. Semicharnelas.

Se pueden llamar así, utilizando este término introducido por Aubriot (48), a las prótesis menos restringidas que no tienen rotación, disponiendo de flexo-extensión, con gamas de deslizamiento merced a un eje real o virtual que se puede desplazar.

Representativos de estos implantes son los modelos G.S.B. y la rodilla de Tillman.

1. ENDOPROTESIS DE RODILLA -G.S.B.-

Diseñada por Gschwend, Sheier y Bahler (G.S.B.) (49). La intención de los autores de esta prótesis, que denominan "fisiológica" no restringida, es, combinar las ventajas de las bisagras constreñidas y las prótesis condilares. (Fig. 144).

Los objetivos que se persiguen son: 1) Resección mínima de hueso; 2) Soporte condilar externo, según el principio de baja fricción; 3) Cinemática más fisiológica que las bisagras. Teniendo un eje desplazable y una secuencia policéntrica de movimiento; 4) No es prearticulada, corrige la deformidad y posee estabilidad intrínseca; 5) Exposición mínima de la prótesis a los tejidos blandos y 6) Técnica operatoria sencilla (50).

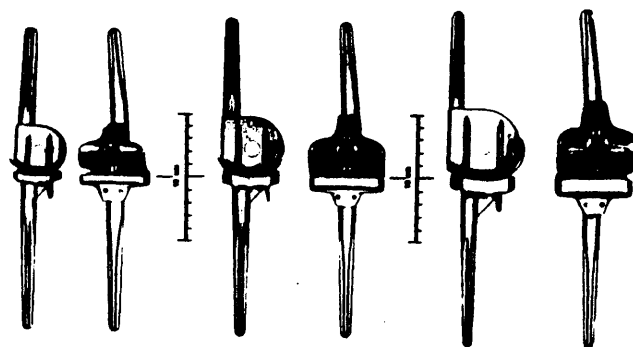


Figura 144.- Prótesis GSB. Diferentes tamaños standard.

Los componentes articulares se fabrican en Protasul-2. En las superficies articulares de la tibia se implantan lechos de polietileno. Los componentes de anclaje se fabrican en Protasul-10, aleación forjada de Co-Ni-Cr-Mo-Tu (49).

La fijación se realiza con cemento.

Los resultados, publicados por Scheier (51), se refieren a 155 rodillas implantadas hasta agosto de 1976.

El período de seguimiento fue superior a 1 año (12 a 49 meses). Fueron revisadas 138 rodillas. La causa etiológica consistió en: 75 casos de artrosis y 63 de poliartritis.

Los resultados globales en cuanto al dolor, fueron: fuerte 4 (preop. 67), regular 12 (preop. 30), débil 36 (preop. 6), ninguno 57 (preop. 0). En la mayoría de los casos los dolores residuales fueron retropatelares y en 8 pacientes se hizo necesaria la patelectomía.

La capacidad de flexión fue superior a 90° en el 80% de los casos.

Como complicaciones serias se registraron 10 roturas de la prótesis (en los resultados expuestos por Gschwend este número es notablemente inferior). Todos ellos acaecieron en la primera serie. En nueve casos se efectuó un recambio, siendo necesaria la artrodesis en la otra rodilla. Hubo dos infecciones serias. En un caso se cambió la prótesis, en otro se efectuó una artrodesis.

En 8 pacientes, como hemos indicado, se decidió una patelelectomía. Perturbaciones en la curación de la herida se presentaron en 4 ocasiones, registrando otras 4 parestias del c. p.e., todas ellas remitidas. Por último, se cita un aflojamiento protésico.

Los autores, consideran estos resultados provisionales como alentadores. En el momento actual, se intenta un apoyo para el deslizamiento de la rótula.

Creemos será suficiente esperar mayor tiempo para conocer si la aportación de este tipo de artroplastia es realmente positiva. Los resultados en una evaluación posterior de Gschwend, referidos a 285 artroplastias realizadas en el periodo 1973-1979, son los siguientes:

En osteoartritis, fueron muy buenos 50%, buenos 32%, moderados 18%. En artritis reumatoidea se alcanzaron cotas ligeramente inferiores, con 36% de muy buenos resultados, 43% de buenos, 17,4% moderados y 3,3% pobres.

La tasa de infecciones tardías ha sido del 3,5%.

El aflojamiento aséptico 1,4%. La rotura de la prótesis sobrevino en 2 pacientes. Se registraron dos muertes, por embo

lia grasa y pulmonar sucesivamente. Gschwend, hace hincapié en el problema del desgaste, que espera aminorar con su nueva prótesis, aún en el banco de pruebas.

Por último, la tasa de dolores o molestias retropatela res alcanza cotas notables, hasta del 20%, lo que preocupa hondamente a los autores de esta técnica que lógicamente han pensado sustituir la rótula en su nuevo diseño.

2. PROTESIS DE RODILLA DE TILLMANN.

Tillman, en Alemania, ofrece un diseño que queda a caballo entre las bisagras rígidas y las prótesis rotacionales. Su moción de movimiento es amplia y a una flexo-extensión útil añade pequeños grados de rotación y varo-valgo cuando la rodilla se haya flexionada.

Los componentes fundamentales, femoral y tibial son metálicos. La inserción femoral es intracondilar, sobresaliendo las superficies condilares para hacer mas firme el apoyo sobre los cóndilos del fémur. El final del vástago porta un caperuzón de polietileno, característica que semeja al modelo intracondilar de Buchholz.

Sobre la plataforma metálica del componente tibial apoyan unas superficies de polietileno sobre las que deslizan los cóndilos metálicos. (Fig. 145).

El ensamblaje intracondilar es de una geometría grosera a través de una pieza de polietileno sobre la que apoya un eje con recorrido desplazable en el transcurso de la flexo-extensión de forma que el movimiento resulta policéntrico.

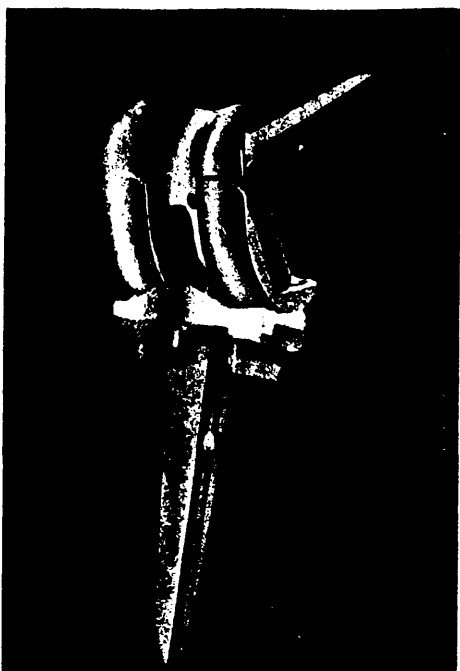


Figura 145.- Prótesis de Tillman, con pestaña para la patela.

De una forma opcional posee una pestaña anterior para articular con la rótula. Desconocemos, en detalle, los resultados obtenidos por Tillman con este modelo cuyas ventajas, sobre los anteriores, no podemos precisar.

e. Prótesis no cementadas.

Si bien todavía el cemento parece necesario como medio de fijación, en el ánimo de los autores prospera el deseo de prescindir del mismo. Es por ello, que cada vez cobran más auge las técnicas de sustitución articular, con el uso de materiales medrepóricos y cerámicas o metales rugosos que estimulan la capacidad osteogénica en su entorno. En este campo, resultan mas vigorosos los esfuerzos a nivel de la cadera, si bien, las cotas alcanzadas se hacen de inmediato extensivas a

la rodilla, consiguientemente a lo sucedido con los materiales ya experimentados.

Los antecedentes de implantes no cementados son remotos para las prótesis parciales de rodilla, especialmente antes de la aparición del cemento. Este acontecimiento supuso un procedimiento que resultará difícil de superar.

Ya en la era actual de prótesis totales de rodilla, Walldius, en la etapa inicial de su técnica, no utiliza el cemento. La tasa de desprendimientos fue alta y algunas de estas complicaciones fueron resueltas con prótesis cementadas del mismo autor.

Posteriormente, surgió la idea de utilizar metales con características especiales que favorecieran la fijación del implante. Creemos fue R. Judet quien dió el paso inicial en este sentido. Posteriormente otros modelos de parecidas peculiaridades, como la prótesis "caviar", irrumpieron en el mercado. Estos diseños se inscriben en el marco de las charnelas restringidas.

En este momento, gran número de implantes de diversas características, pero con el común denominador de no ser cementados, se hallan en fase de experimentación clínica. Tal ocurre con la artroplastia de Motta-Callea de la que junto con los otros modelos citados, haremos una breve descripción.

1. PROTESIS DE RODILLA SIN CEMENTAR (R. JUDET) (52).

Este implante pretende ser una prótesis de deslizamiento menos fisiológico, ajustándose en lo posible a la anatomía. El plato tibial es metálico en poro-metal y su cara inferior, lo mismo que el vástago, es poroso. La pieza de deslizamiento

es de polietileno. Un pivote central, emerge del plato, en lugar de los ligamentos cruzados que son resecados.

El plato tibial se adapta perfectamente al fémur con la rodilla en extensión, resultando estable. Existen 3 tamaños diferentes de tallos intramedulares. Hay una prótesis derecha e izquierda, diferencia que estriba en el componente femoral. La prótesis tibial es simétrica. La técnica de inserción es puramente artesana y resulta muy laboriosa. (Fig. 146)..

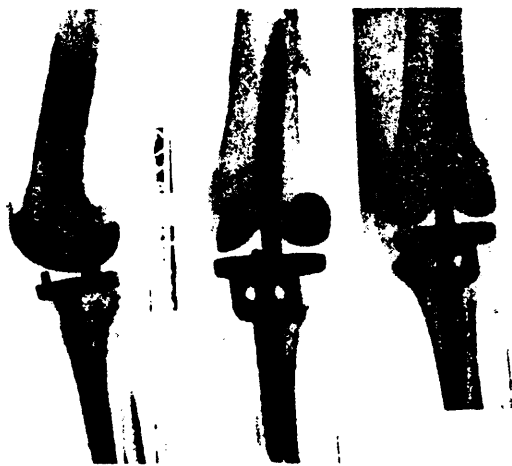


Figura 146.- Prótesis en metal poroso de Judet.

Judet ha mostrado sus preparaciones biológicas que evidencian la penetración del tejido conjuntivo en los espacios invadidos, apareciendo el hueso en contacto absoluto con el metal.

No obstante, el entusiasmo inicial puesto en este implante por su autor, no ha sido corroborado por los resultados finales.

Honnart y Judet (Jr.) (52), iniciaron la evaluación de estos resultados sobre 27 prótesis con más de dos años de seguimiento. Los resultados globales de esta serie fueron: 3 muertes, 6 sepsis graves, 6 fracasos funcionales, 5 resultados mediocres, 6 resultados buenos o muy buenos y otro caso más, perdido de vista. Las muertes acontecieron en enfermos de edad. De los seis casos de sepsis, cinco fueron resueltos con artrodesis.

Este balance, no es realmente alentador y ha inducido a su autor a introducir alguna modificación especialmente referida a la técnica quirúrgica. Tampoco, dicha actitud, consiguió mejorar la situación.

Como resumen se puede afirmar que la primera prótesis no cementada en metal poroso no ha obtenido buenos resultados clínicos.

En la última conversación que mantuvimos con él, el Prof. Judet (+), nos informó del abandono de esta técnica, prefiriendo otros métodos de cirugía más conservadores cuyas indicaciones había hecho más extensivas. Si bien se ha conseguido con este procedimiento prescindir del uso del cemento como medio de fijación, como demuestran las preparaciones histológicas, es evidente que la propia técnica de sustitución ha constituido un fracaso. Este resultado, se halla tanto condicionado al propio procedimiento quirúrgico, como a la falta de fisiologismo del implante.

2. PROTESIS "CAVIAR".

La prótesis "Caviar" (53) es el resultado de la aplicación en la rodilla de un material medrepórico presentado por Lord a propósito de la cadera.

Se trata de una prótesis en charnela con tallos intra-
óseos de estilita, revestidos de bolitas de un calibre de 1 mm.,
vaciadas en monobloc. Este metal permite, teóricamente, el re-
lleno de sus espacios por el hueso neoformado, asegurando un
amarraje biológico sin el concurso del cemento.

La prótesis "Caviar" es una charnela de un tamaño consi-
derable a fin de ofrecer la mayor superficie para la rótula,
poseyendo dos alerones laterales a lo largo de los tallos, tam-
bién de material madreporico, para impedir la rotación. (Fig.
147).

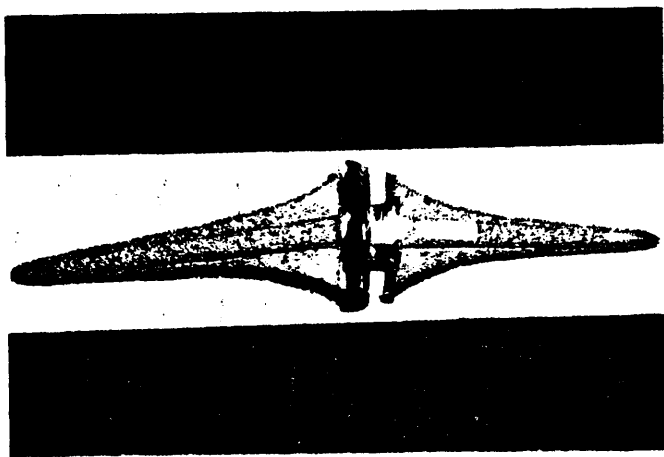


Figura 147.- Prótesis "Caviar".

La cantidad de hueso, necesario de reseca para su in-
serción, es importante, como ocurre con este tipo de charne-
las.

El tiempo de apoyo tras la intervención, si bien en al-
gunos casos ha sido rápida (10 días), otras veces por razones
técnicas, se ha alargado hasta 2 meses. (53).

Los resultados de esta técnica son evaluados por Kenesi con referencia a una pequeña casuística de 15 pacientes. El período de seguimiento varió de 6 a 32 meses. Tres enfermos fallecieron (la media de pacientes rebasaba la edad de 70 años). Otro fue perdido de vista y en otra ocasión se trataba de un enfermo muy senil que no se pudo valorar.

Del resto de los pacientes, cuatro permanecieron estrictamente indoloras, tres ligeramente dolorosas y dos se quejaban de importantes dolores. El autor considera que la mejoría experimentada respecto al dolor es inferior a la registrada con otros modelos.

Con respecto a la movilidad sólo un caso superó los 90° y 6 tenían alrededor de 60°.

Las complicaciones mecánicas han consistido en tres fracturas corticales en el momento de la operación, requiriéndose en una ocasión una síntesis con placa. Esta incidencia, se explica tanto por la fragilidad ósea de los pacientes ancianos, como por la violencia quizás utilizada en la introducción del implante, que debe ser suave cuando el canal se agrande convenientemente.

Se apreció, en varios casos, desprendimiento de las bolas al colocar las prótesis, si bien el autor, señala, que tal contingencia no tiene repercusión clínica alguna.

Por último, se constata la ausencia de variación de la presión de la arteria pulmonar en el momento de colocar la prótesis.

En conclusión, el autor del trabajo considera este diseño de un tamaño exajerado, que no permite adaptarlo a todas las morfologías. De otra parte, el apoyo lo realiza sobre hue-

so esponjoso. Por último se critica el apoyo diferido con lo que se contrarresta una de las ventajas de la artroplastia.

La extracción, en caso de complicación, no es fácil, aunque si factible y con posibilidades de realizar una artrodesis.

En resumen, los resultados de esta artroplastia no se consideran brillantes, aunque sí suficientes para tenerla en cuenta en las cada vez menos frecuentes indicaciones de las prótesis de charnela, si valoramos el positivo factor de no precisar cementación.

Recientemente, Kenesi, ha publicado los datos correspondientes a una evaluación posterior a más largo plazo y sobre una casuística sensiblemente superior. Aunque el balance resulta más optimista se mantiene la reserva de la indicación. La mayor ventaja a otros implantes continua siendo su amarraje biológico.

3. PROTESIS DE RODILLA MOTTA-CALLEA.

Aunque los resultados obtenidos con esta técnica no han sido publicados todavía, haremos mención de la misma en atención a sus peculiaridades, habiendo de limitarnos a la descripción de sus características más generales.

Este modelo, está actualmente en fase de experimentación clínica en Udine (Italia) y su diseño corresponde a Motta y Callea (54). Se trata de una prótesis de deslizamiento no cementada, formada por dos pernos, que son introducidos en la diáfisis femoral y tibial y de una porción femoral y otra tibial a su vez. (Fig. 148).

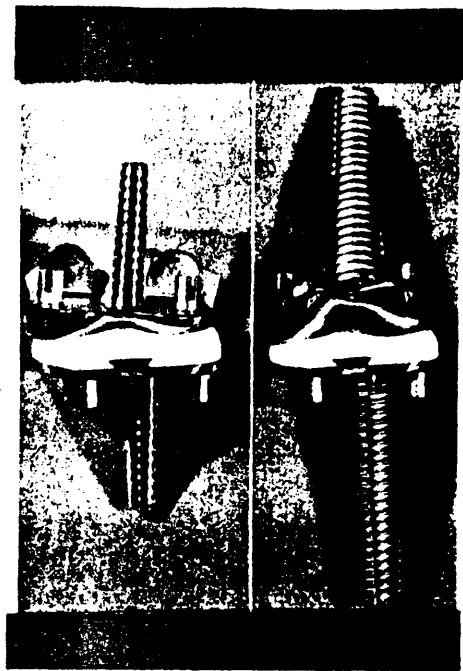


Figura 148.- Prótesis de Motta-Callea.

Actualmente la parte articular es de una única medida y está construida en titanio, en todos los componentes excepto la superficie de deslizamiento tibial, que es de polietileno de alto peso molecular.

Los estudios biomecánicos, realizados por sus autores, han aconsejado que el diseño presente una desaxación entre los ejes principales de los componentes. Estos mismos estudios han motivado para el sistema protésico, los siguientes requisitos:

- 1) Que no fuese cementado.
- 2) Que permitiese un amarraje inmediato y permanente, gracias al estímulo osteogénico del material.
- 3) Que las piezas de deslizamiento resultaran intercambiables.
- 4) Que satisficiera las exigencias biomecánicas simulando en lo posible la mecánica y morfología articular.
- 5) Que permitiese una limitada resección ósea.

6) Que conservara en lo posible el aparato capsulo liga
mentoso, para que quede la función articular en la debida ten-
sión.

La fijación se realiza a través de dos pernios huecos que son introducidos en el canal medular gracias a la forma roscada de su superficie externa que, a su vez, sirve de estímulo a la capacidad osteogénica, que debe asegurar su anclaje definitivo en el hueso.

Los componentes articulares, a través de sus respectivos vástagos, encajan en los cilindros roscados mediante un sistema tronco-cónico que da firmeza a esta unión.

La prótesis, posee una amplia moción de movimiento, equiparable a los modelos mas comunes de deslizamiento. Los li
gamentos son conservados, excepto el L.C.A. que es resecado.

El compartimiento anterior no se sustituye y la superfi
cie femorotuliana es respetada.

Se ha implantado este modelo en unos 40 pacientes con resultados, en principio, al parecer muy satisfactorios, si bien se hallan pendientes de publicación. Esperamos un análisis más profundo y con mayor perspectiva, que permita una valo
ración sobre las ventajas que puede reportar esta artroplastia.

COMENTARIO A LAS PROTESIS NO CEMENTADAS DE RODILLA.

El intento de prescindir del cemento como medio de fija
ción de la prótesis de rodilla son un trasvase, a esta articulación, de los esfuerzos en este sentido realizados en la cade
ra. Aunque en la rodilla no se encuentran resueltas algunas

cuestiones, de índole mecánica especialmente, no por ello habríamos de contemplar con frialdad o mermado entusiasmo, las ventajas que reporta el poder suprimir la cementación, dados los inconvenientes probados del cemento (ver capítulo de complicaciones) y otros que quizás aun no estén debidamente constatados. Pero la realidad es, que los modelos de prótesis no cementadas, no parecen debidamente experimentados todavía y sus resultados previos no resultan muy optimistas, siendo en ocasiones tan precarios, que algún autor como Judet, ha dejado de usar su prótesis de rodilla a tenor de los fracasos obtenidos. No obstante, la fijación protésica parece conseguirse en la mayoría de los casos, por lo que sería necesario deslindar los fracasos mecánicos atribuibles al diseño de los puramente dependientes de su condición de prótesis no cementadas.

Freeman, recientemente, implanta el componente tibial con o sin cementación. Los resultados comparativos con uno y otro tratamiento aún no son concluyentes.

Algunos implantes de este tipo son charnelas rígidas a cuyas desventajas, repetidamente comendadas, hay que sumar el inconveniente de su tamaño. Los problemas acaecidos en otros modelos no cementados de prótesis parciales fueron citados en el capítulo correspondiente. De este contexto se sale la artroplastia MC de Motta y Callea, con miras mas fisiológicas, a pesar de no reemplazar simultáneamente la articulación femorotibiana, proceder que muchas veces resulta necesario. Habremos de esperar, una vez más, el paso del tiempo para realizar un análisis detenido de esta cuestión que será posiblemente resuelta a la sombra de la articulación de la cadera. En el momento actual, los esfuerzos en la sustitución de la rodilla se hallan mayormente dirigidos a mejorar las condiciones biomecánicas y de otra índole, ya resueltos a nivel de la cadera.

BIBLIOGRAFIA

1. GANDOLFI, M., PEGREFFI, P.: "Arthroprotesi di ginocchio". Aulo Gaggi Editore. Bologna, 1975.
2. CAMPBELL, W. C.: "Interposition of vitallium plates in arthroplasties of the knee". - Amer. J. Surg., 47, 639, 1.940.
3. DELITALA, F.: "L'endoprothèse metallique des os et des articulations chez l'homme". - Rev. Orthop., 33, 217, 1.947.
4. ROCHER, C.: "Arthroplastie du genou par tetes femorales en acrylic". - Bordeaux Chir., 1, 48, 1.952.
5. JONES, W. N., AUSFRANC, D.E., KERMOND, W. L.: "Mold arthroplasty of the knee". - J. Bone. Joint Surg., 49 A, 1.022, 1.967.
6. SBARBARO, J.L.: "Femoral condylar mold arthroplasty in 150 rheumatoid knees". - Acta Orthop. Belg., 39, 138, 1.973.
7. MAC KEEVER, D.C.: "Tibial plateau prosthesis". - Clin. Orthop., 18, 86, 1.960.
8. MC INTOSH, D.L.: "Hemiarthroplasty of the knee using space occupying prosthesis for painful varus and valgus deformities". - J. Bone. Joint Surg., 40 A, 1.431, 1.958.
9. SBARBARO, J.L.: "Hemi-tibial plateau prosthesis: ten years experience in 500 knees arthroplasties". - Acta Orthop. Belg., 39, 91, 1.973.
10. SWANSON, A.B.: "Low modulus force-dampening materials for knee joint prostheses". - Acta Orthop. Belg., 39, 116, 1.973.

11. MC CONNEL, B.E.: "A variable height tibial plateau prosthesis for correccion of genu valgus or genu varus. A preliminary report". Western Orthop. Ass. Meeting. San Francisco 1.968.
12. MC. KEEVER, D.C.: "Patellar prosthesis".- J. Bone. Joint Surg., 37 A, 1.074, 1.955.
13. LUBINUS, H.H.: "Patella glide bearing total replacement".- Orthopedics 2(2), 119, 1.979.
14. VERMEULEN, H., DE DONCKER, E., VATILLON, M.: "Les prothèses rotuliennes de Mc. Keever dans l'arthrose fémoropatellaire".- Acta Orthop. Belg., 39, 79, 1.973.
15. GROENEVELD, H.B.: "Neurere Moglichkeiten der behandlung der femoropatellaren arthrose". - Z. Orthop., 111, 527, 1.973.
16. SHIERS L.G.P.: "Total replacement of the knee". Downs Bros and Mayer & Phelps Ltd. Print. The Caxton Press Ltd, London 1.969.
17. SHIERS L.G.P.: "Total replacement of the knee joint". Acta Orthop. Belg., 39, 252, 1.973.
18. ARDEN G.P., KANDAR B.A.: "Complications of arthroplasty of the knee". Instn. Mech. Engrs., C259, 118, 1.974.
19. WALLDIUS B.: "Arthroplasty of the knee using a hinged vitallium prosthesis". Acta Orthop. Bel., 39, 245, 1.973.
20. BAIN A.M.: "Replacement of the knee joint with the Walldius prosthesis using cement fixation". Clin. Orthop., 94, 65, 1973.
21. AUBRIOT J.H., DEBURGE A. et SCHRAMM P.: "La prothese Guepar". Acta Orthop. Belg., 39, 257, 1.973.

22. CHAMAY A.: "Prótesis totales de rodilla". Medicina e Higiene, 15 de Noviembre, 3, 1.972.
23. WITVÖET J.: "Guepar total knee prosthesis". Comunic. Congr. Intern. Sobre rodilla de Rotterdam , 13-15 Sept., 1.973.
24. ENGELBRECHT E., BUCHHOLZ H.W., and SIEGEL A.: "Characteristics of the knee joint prosthesis modell St. Georg and Clinical experiences". Insth. Mech. Engrs., C215, 68, 1974.
25. ROTTGER J., BOCHHOLZ H.W., and STRICKLE E.: "Development and testing of an intracondylar total knee endoprosthesis with a femoral component made of polyethylene". Instn. Mech. Engrs., C216, 74, 1.974.
26. ENGELBRECHT E., SIEGEL A., ROTTGER J., and BUCHHOLZ H.W.: "Statics of total knee replacement: partial and total knee replacement, design St. Georg." Clin. Orthop., 120, 54, 1.976.
27. GUNSTON F.H.: "Polycentric knee arthroplasty: prosthetic simulation of normal knee movement; interim report". Clin. Orthop., 94, 128, 1.973.
28. PETERSON L.F.A., BRYAN R.S. and COMBS J.J., Jr: "Polycentric knee arthroplasty". Current pract. orthop. Surg., 6, 2, 1.975.
29. SKOLNICK M.D., BRYAN R.S., PETERSON L.F.A., COMBS J.J.Jr., and ILSTRUP D.M.: "Polycentric total knee arthroplasty". J. Bone. Joint Surg., 58 A, 743, 1.976.
30. COVENTRY M.B.: "Geometric knee arthroplasty". Current pract. orthop. Surg, 6, 10, 1.975.
31. ILSTRUP D.M., COVENTRY M.B., and SKOLNICK M.D.: "A statical evaluation of Geometric total knee arthroplasties". Clin. Orthop., 120, 27, 1.976.

32. FREEMAN M.A.R., TODD R.C., BAMERT P., and DAY W.H.: "ICLH Arthroplasty of the knee : 1.968-1.977 ". J. Bone. Joint Surg., 60 B, 339, 1.978.
33. POAL MANRESA J.: "Reemplazos articulares en las enfermedades reumáticas". Salvat Ed., 197, Barcelona 1.979.
34. FREEMAN M.A.R.: "Artroplastia ICLH. Protek de la rodilla. Técnica quirúrgica". Trad. L.D. Negri., Synthes Hispania S.S., Diciembre 1.978.
35. FREEMAN M.A.R.: "III Jornadas de Trabajo sobre sustituciones articulares". Comunicación person. Madrid , Nov. 1.976.
36. BARGREN J.H., FREEMAN M.A.R., SWANSON S.A.V., and TODD R.R.: "ICLH (Freeman Swanson) Arthroplasty in the treatment of arthritic knee. A 2-4 years review". Clin. Orthop., 120, 65, 1.976.
37. FREEMAN M.A.R., BARGREN J.H., and MILLER J.: "A comparison of osteotomy and joint replacement in the surgical treatment of the arthritic knee". Archiv. Orthopadische und unfall-chirurgie 88, 7, 1.977.
38. RANAWAT C.S.: "Comunicación person. Congreso Hispano Argentino de Ortopedia y Traumatología". Buenos Aires. 1.978.
39. AGLIETI P., RINONAPOLI E.: "Possibilita di correzione delle deformita del ginocchio con protesi total condilar". Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia. III, 2, 1.977.
40. INSALL J., SCOTT W.N., RANAWAT C.S.: "The total condylar knee prosthesis". J. Bone. Joint Surg., 61 A, 2, 1.979.
41. SHEEHAN J.M.: "Arthroplasty of the knee". M. Sc. Thesis. University of Surrey. Guildford. 1.970.

42. SHEEHAN J.M.: "Arthroplasty of the knee". Instn. Mech. Engrs., C217, 80, 1.974.
43. SHEEHAN J.M.: "Arthroplasty of the knee". J. Bone Joint Surg., 60B, 333, 1.978.
44. ATTENBOROUGH C.G.: "The Attenborough total knee replacement". J. Bone. Joint Surg., 60B, 320, 1.978.
45. MATTHEWS, L.S., SONSTEGARD D.A. and KAUFER HERBERT: "The Spherocentric knee". Clin. Orthop., 94, 234, 1.973.
46. SONSTEGARD D.A., KAUFER HERBERT, MATTEWS L.S.: "The Spherocentric knee". J. Bone. Joint Surg., 59A, 602, 1.977.
47. RANAWAT C.S., INSALL J., BRIGHAM L.: "Preliminary evaluation of Stabulo-condilar arthroplasty". Cintor, Div. Codman; Randolph, Massachusetts, 1.977.
48. AUBRIOT J.H.: "Les arthroplasties du genou par endoprothese totale". Conferences d'enseignement de la SOFCOT, 2, 65, 1.974.
49. GSCHWEND N., SCHEIER H., BAHLER A.: "The GSB knee prosthesis". Internacional congress of the knee, Rotterdam, Excerpta Medica, 261, 1.973.
50. GSCHWEND, N.: "La articulación de la rodilla GSB. Otras posibilidades, principios y resultados." De Puy Company. Allo Pro. Junio 1.973.
51. SCHEIER J.G.: "Técnica Quirúrgica. Articulación de rodilla GSB". Pub. Allo Pro, 1.979.

52. JUDET R., HONNART FL, JUDET Th.: "Prothesi de genou sans ciment. Analyse des 27 premiers cas". Act. Chirurg. Orthop. L'hôpital Raymond-Poincaré XIII, 77 Edit. Masson. Paris, 1.976.
53. KENESI C.: "La prothese Caviar". SOFCOT 53 Reunion annuelle, nov. 1.978. Rev. Chir. Orthop. Suppl. II, 65, 1979.
54. MOTTA A., CALLEA C., CUCCINIELLO E., POLI G.: "Protesi totale a scivolamento non cementada di ginocchio". MC. Minerva Ortopédica, 30, 1, 1.979.
55. DEBURGE A., AUBRIOT J.H., GENET J.P., and the GUEPAR Group.: "Current Status of a hinge prosthesis (GUEPAR)". Clin. Orthop., 145, 91, 1.979.
56. BRYAN R.S. and PETTERSON L.F.A.: "Polycentric total knee arthroplasty". A Prognostic Assessment". Clin. Orthop., 145, 23, 1.979.
57. COVENTRY M.B.: "Two-part total knee arthroplasty: evolution and present status". Clin. Orthop., 145, 29, 1.979.
58. FINERMAN G.A.M., COVENTRY M.B., RILEY L.H., TURNER R.H., and UPSHAW J.E.: "Anametric total knee arthroplasty". Clin. Orthop., 145, 85, 1.979.
59. MORELAND J.R., THOMAS R.J. and FREEMAN M.D.: "ICLH replacement of the knee: 1.977 and 1.978". Clin. Orthop., 145, 45, 1.979.
60. INSALL J., TRIA A.J. and SCOTT W.N.: "The total condilar knee prosthesis: The first 5 years". Clin. Orthop., 145, 68, 1.979.
61. KAUFER H. and MATTHEWS L.S.: "Spherocentric knee arthroplasty". Clin. Orthop., 145, 110, 1.979.

237

COMPLICACIONES

El análisis de las complicaciones resulta fundamental para comprender la problemática y estado actual de la prótesis de rodilla.

En el capítulo dedicado a la historia de la artroplastia de rodilla vimos, como en un principio, el intento de sustituir esta articulación, fue sucedido en la mayoría de los casos por un estrepitoso fracaso, casi siempre atribuible a intolerancia de los materiales, rusticidad del diseño y falta de experiencia. Creemos que tales obstáculos han sido superados y las causas que los motivaron forman parte de la Historia.

No vamos a incidir ahora en las complicaciones surgidas con las prótesis que denominamos parciales, en gran parte derivadas de la inconveniencia de sustituir un solo par articular. Los fallos y resultados, en cualquier caso, fueron ya comentados. El uso de tales implantes es actualmente muy restringido, al haber sido suplantado por modelos que poseen una mecánica más idónea, si bien, su utilización no se haya exenta de problemas cuyo análisis corresponde hacer aquí.

El estudio de las complicaciones de la prótesis de rodilla resulta complejo, dada la diversidad de diseños y la discordancia de datos aportados, que a veces, resultan variables en los seguimientos efectuados por un mismo autor.

Aunque algunas complicaciones son inherentes a la propia técnica, realizamos un balance conjunto, precisando algunas matizaciones que ayuden al conocimiento de esta cuestión.

De forma esquemática distinguimos: complicaciones generales y complicaciones locales. En el primer apartado incluimos los accidentes de origen vascular y médico fundamentalmente. Las complicaciones a nivel local son consideradas atendiendo su etiología.

A. COMPLICACIONES GENERALES.

El primer grupo se refiere a:

1. Accidentes cardio-vasculares que agravan la morbilidad y mortalidad.

La cirugía endoprotésica resulta de riesgo considerable, al incidir además en pacientes de edad avanzada con artritis reumatoidea severas o artrosis muy evolucionadas. La presentación de accidentes vasculares en estos enfermos no resulta extraña, especialmente, si tenemos en cuenta la incidencia que en este problema juega el uso del metil-metacrilato.

Kenesi (1), realiza un trabajo en donde se analizan las complicaciones generales prococes, surgidas en las 24 primeras horas de la operación, con 758 prótesis de charnelas cementadas de diferentes modelos.

Estos accidentes no mortales fueron 20, cifra que quizás no contemple los casos menos dramáticos que se recuperaron mas fácilmente. Resultaron mortales 18, debiendo excluir dos casos acaecidos por causas ajenas a la prótesis (infarto de miocardio, verificado anatómicamente e intoxicación medicamentosa). El resto, de 16 muertes, arroja un porcentaje de 2,15% sobre el total de intervenciones. El autor del trabajo, distingue: 8 muertes peroperatorias, 4 surgidas al levantar el manguito al final de la intervención, 3 en el momento de la cementación con el manguito flojo y un caso sin identificar. Dos verificaciones anatómicas revelaron embolia grasa. Otras 8 muertes ocurrieron en el postoperatorio. Después de una intervención sin problemas se llega a un coma irreversible y mortal. En 2 ocasiones, se observó una depresión respiratoria y se practicaron otras 2 verificaciones anatómicas de embolia grasa.

Las causas que, Kenesi (1), aduce como interpretación a estos hechos se resume así:

a) Aunque el monómero puede resultar irritante para el parénquima pulmonar, su toxicidad no puede ser la causa. Las dosis detectadas en la sangre venosa en el hombre (Pamuja y cols.), son del orden de 1 mg/100 ml., mientras que las dosis tóxicas en el animal son de 50 a 100 veces superiores.

b) Numerosos autores como Arden, Burges, Harris, Kepes, Duparc y otros, han señalado la embolia grasa como causa frecuente y de hecho, varios casos han podido ser etiquetados así anatómicamente en esta serie. Pero la verdad es, que el cuadro habitual (petequias, signos oculares, etc.), rara vez se ha comprobado, observando simplemente un cuadro de depresión respiratoria con signos de sobrecarga del corazón derecho. Conviene tener en cuenta, a este propósito, que el monómero es un poderoso disolvente de las grasas y que el pulmón posee una función lipopéxica fisiológica.

c) El factor mecánico de hiperpresión intramedular con la inserción de la prótesis es nocivo, como se desprende de dos accidentes acaecidos en esta serie, uno tras la inserción forzada de la prótesis tibial que produjo un colapso reversible y otro de colapso irreversible, con muerte precoz, al insertar el componente femoral, acaeciendo una embolia grasa acompañada de necrosis del molde óseo del fémur, hecho que fue constatado en la autopsia.

De otra parte, las experiencias de Marsman, muestran que la inserción de metacrilato en el fémur de conejo provoca bajas importantes de la presión arterial y signos isquémicos miocárdicos con altísimo índice de muertes. Disturbios equivalentes son observados si se inserta una sustancia inerte, como la vaselina. Por contra, si se realiza un segundo orificio distal en la diáfisis femoral, la inserción del mismo producto no provoca ningún disturbio.

d) Estos accidentes son siempre mas frecuentes en la rodilla que en la cadera, donde Picault y cols. (2), en una reciente revisión sobre 4.300 prótesis de cadera, solo han observado dos síndromes de embolia grasa, que terminaron con la muerte del enfermo en el curso de algunas horas. Kenesi piensa que, a nivel de la rodilla, las perturbaciones hemodinámicas son más importantes y el uso del manguito supone la movilización del 10% de la masa sanguínea.

e) La diferencia de vascularización entre las porciones superior e inferior del fémur, podrían incidir también en este sentido. Cabe evocar, por último, la posibilidad de una reacción alérgica, aunque este hecho no ha podido ser suficientemente constatado.

Evidentemente, la discusión sobre el mecanismo de acción del polimetil-metacrilato está lejos de ser cerrada.

Wagner y Burny, han realizado un estudio experimental tratando de precisar el papel que sobre el estado cardio-vascular juegan las materias polimerizables. Resulta de interés en este sentido las aportaciones de algunos autores como Karsenty (3).

Como complemento a esta cuestión, merece tener en cuenta la experiencia de Aubriot (4) sobre las complicaciones cardio-vasculares atribuidas al uso del metacrilato de metilo, distinguiendo entre accidentes precoces y diferidos:

a) Accidentes precoces. Son debidos a la bajada de la tensión sistólica en los minutos que siguen a la cementación. Ciertos ortopedas han emitido la hipótesis de una acción neurógena por la liberación de calor en el momento de la polimerización, pero las modificaciones tensionales no son coincidentes con la máxima reacción exotérmica.

Aubriot, tampoco cree que la presencia del manguito sea la causa exclusiva, como lo demuestra el hecho de no desaparecer totalmente estos accidentes cuando, previamente a la cementación, se retira el torniquete y practica hemostasia. La posibilidad de una embolia gaseosa, solamente podría verse justificada si fuera mayor la cuantía del aire a presión que es necesario para provocar una ineficacia circulatoria.

La explicación más viable, según Aubriot (4), se desprende de la acción de radicales metílicos liberados al principio de la polimerización o por las moléculas de monómeros inyectados en la circulación general. Al efecto vasodilatador de radicales metílicos, se une la acción directa del monómero sobre la fibra miocárdica, lo que explica ciertos trastornos del ritmo que el autor ha constatado.

b) Accidentes diferidos. Se entienden así los accidentes cardiovasculares primitivos, que suceden en los cinco minutos que siguen a la colocación del metilmetacrilato y que han sido observados en el Centro de Cirugía Ortopédica de Cochin, siendo catalogados como accidentes de tipo hipoxémico refractario, origen de una ineficacia circulatoria.

Como antes apuntábamos, numerosos autores endosan estos accidentes a la cuenta de las embolias grasas. Si bien, resulta evidente que la médula grasa pasa a la circulación general, Aubriot se resiste a aceptar este hecho como causa concluyente, teniendo en cuenta que el organismo soporta bien el paso a la corriente circulatoria de cantidades relativamente importantes de médula ósea. Por otra parte, la rapidez de instauración del cuadro clínico está poco en consonancia con la embolia grasa.

Los trastornos observados y en particular las bajadas de PaO_2 , constatados tras la cementación, se orientan más, según este autor, hacia un efecto tóxico debido a la acción de derivados de degradación de benzoyl-peroxido o a la combina-

ción de radicales metilos con los constituyentes de la membrana alveolar.

Por último, se baraja la posibilidad de un bloqueo, por parte del filtro pulmonar, de microémbolos de metacrilato de metilo en vías de polimerización.

A la vista de todo ello, es preciso adoptar algunas precauciones, a fin de aminorar este tipo de accidentes.

En primer lugar conviene seleccionar los pacientes y descartar aquellos con afecciones cardíacas que ofrezcan riesgo de producir variaciones de la tensión importantes. Asimismo, los enfermos con labilidad tensional ofrecerán mayor riesgo. Las insuficiencias respiratorias y los tratados largamente con cortisona, deben ser debidamente sopesados, pues la operación de prótesis de rodilla ofrece mayor peligro que la de prótesis de cadera actualmente.

Dentro de la intervención es conveniente adoptar algunas medidas, como: aspirar insistentemente la cavidad medular, limpiándola de la grasa; no introducir el cemento cuando ya no esté muy líquido y no se adhiera a los guantes y evitar la hiperpresión medular, conservando un redón que se extrae al tiempo que el cemento se introduce, a fin de no dejar aire dentro de la cavidad. El hecho de levantar el manguito antes de la cementación no parece modificar la incidencia de estos accidentes. No obstante, conviene, que llegado el momento, el manguito no sea retirado bruscamente.

A la vista de lo aquí expuesto, cobra mayor interés la expectativa de las prótesis no cementadas. Autores, como Judet con su modelo de metal rugoso y Kenesi, quien publicó los resultados de una pequeña estadística con la prótesis "Caviar", han constatado la ausencia de alteraciones de la presión de la arteria pulmonar en el momento de colocar la prótesis. Con to-

do ello, en estas series, las complicaciones, incluso mortales, fueron relativamente frecuentes y no permiten extraer conclusiones en este sentido. Será necesario esperar los resultados de series más numerosas y de diferentes modelos de prótesis no cementadas para establecer un estudio comparativo, que ayudara a esclarecer el efecto del metilmetacrilato y su incidencia sobre las complicaciones cardio-respiratorias.

2. Accidentes vasculares periféricos.

Como accidentes generales y que posiblemente guardan más relación con la propia cirugía que con la especificidad de la misma, podemos considerar las complicaciones de tipo vascular a nivel de los miembros, como son las tromboflebitis y trombosis arterial y venosa, con o sin obstrucción completa.

La referencia que en el apartado de complicaciones hacen los autores a estos accidentes es poco precisa. En ello incide, sin duda, el hecho de que en la gran mayoría de los casos se resolvieron medicamente sin dejar secuelas.

Arden y cols. (9), sobre 193 rodilla operadas, refieren 9 casos de tromboflebitis; Deburge y cols. (11), sobre 292 prótesis encontraron 5 tromboflebitis; Gracchiolo y cols. (16), 3 sobre 211; Marmor (17), 1 sobre 126 e Insall y cols. (21), 15 sobre 461.

Este tipo de complicaciones puede verse muy disminuido mediante una rápida movilización activa del paciente. También la mayoría de los autores, como Buchholz, son partidarios de establecer una profilaxis antitrombótica. Coventry, refiere haber registrado escasa incidencia de tromboflebitis merced a un vendaje elástico que instaure a sus pacientes, medida que considera muy eficaz.

	Embolia grasa	Embolia pulmonar	Colapso circula- torio	Muertes por cau- sas relacionadas con la operación
Waldius (7) 1973 sobre 206 casos modelo Waldius		1		2
Arden y cols. (9) 1976 sobre 193 casos modelo Shiers	2	4	2	7
Deburge y cols. (11) 1976 sobre 292 casos modelo Guepar		5	14	5
Gschwend (28) 1979 sobre 285 casos modelo GSB	1	1		2
Finerman y cols. (35) 1979 sobre 112 casos modelo anamétrica	1			1
Kenesi (1) 1976 sobre 758 casos mod. difer. charnela	4			16
Skolnick y cols. (27) 1976 sobre 567 casos mod. policéntrica		3		
Kaufer y cols. (24) sobre 134 casos mod. esferocéntrica		1		2
Sheehan (25) sobre 131 casos modelo Sheehan	5			1
Attenborough (26) sobre 245 casos mod. Attenborough		2		2

TABLA 5.- Accidentes cardio-respiratorios agudos e incidencias sobre la mortalidad. Las embolias grasas han sido generalmente verificadas.

3. Complicaciones médicas generales.

Como complicaciones generales caben incluir, también, las acaecidas desde un punto de vista médico, tales como neumonía, hepatitis (postransfusional), infecciones genitourinarias (por utilización de catéteres), colecistitis, reacciones alérgicas medicamentosas, etc. Todas ellas guardan relación con la cirugía, más no con la prótesis. Su incidencia resulta notablemente elevada debido a la avanzada edad de los pacientes donde se realiza este tipo de cirugía y al estado general precario de muchos de ellos, como ocurre con los poliartríticos muy evolucionados y que han sido tratados con corticoesteroides.

B. COMPLICACIONES LOCALES.

1. Complicaciones peroperatorias.

Generalmente están asociadas a errores de técnica. Las fracturas epifisarias ocupan gran parte de este tipo de complicaciones. Ellas son más frecuentes en procedimientos donde la inserción de la prótesis requiere un debilitamiento de los extremos óseos. La desinserción del tendón rotuliano es también un accidente que puede ocurrir especialmente, como en el caso de las fracturas, en aquellos pacientes reumatoideos con gran osteoporosis agravada por la terapia cortisónica. Nosotros, en algunos casos donde el campo resultaba insuficiente y en enfermos con fragilidad ósea, hemos procedido al despegamiento del tendón rotuliano unido a una lámina ósea de la tuberosidad, que finalmente hemos fijado con un tornillo de esponjosa que ha permitido la rehabilitación precoz y la rápida consolidación en todos los casos. De esta forma pensamos haber evitado la posibilidad de un fracaso de esta índole.

Como complicaciones, atribuibles a errores técnicos, hay que incluir también las resecciones óseas excesivas o insu-

ficientes, que abocarán a inestabilidades y persistencia de la deformidad. La técnica de liberación de partes blandas, tal como preconizan Insall y Freeman, permite la corrección de deformidades con un menor sacrificio óseo y con gran aminoramiento de este tipo de accidentes, sobre los que han insistido Freeman y Ranawat.

Por último, cabe recordar la importancia que tiene la perfecta implantación y orientación protésica en el resultado del implante, junto con el rigor quirúrgico y la hemostasia cuidadosa, para prevenir problemas cutáneos o de cicatrización.

2. Complicaciones cutáneas y hematomas.

A nivel de la rodilla los problemas de cicatrización y necrosis son graves, pudiendo exponer rápidamente la prótesis. Según las observaciones de Aubriot (4) estas incidencias ocurren especialmente:

- En las artritis reumatoideas ancianas.
- En ciertos tipos de incisión: vertical, mediana u horizontal en la base.
- En los casos donde se asocia al mismo tiempo una patelectomía. Freeman, en la primera fase de su técnica (en que realizaba patelectomía) observó 8 lesiones cutáneas sobre 21 casos operados.

Duparc, ha notado 5 necrosis cutáneas sobre 61 prótesis de Shiers asociada con patelectomía. Arden ha observado necrosis tardía (hasta 1 año después de la operación), con prótesis de Waldius. Deburge (11), con Guepar, registra hasta 23 accidentes de este tipo y Moreland (22), con el modelo actual de ICLH, señala 8 complicaciones cutáneas. Aunque con menor reper

cusión sobre la herida operatoria, pueden observarse hemartros. Así, Arden, ha señalado 17 en su serie y Deburge apunta 14 casos con presencia de hemartros.

Este tipo de accidentes constituyen factores predisponentes para la infección y retardan la cicatrización y la rehabilitación. Ellos pueden ser reducidos con una cuidadosa hemostasia y tratamiento anticoagulante.

3. Infección.

Es la más grave complicación a nivel local en la sustitución protésica.

Las infecciones precoces suelen ir ligadas a complicaciones cutáneas y hematomas. Se ha insistido en su mayor incidencia en casos de rodillas que habían sufrido operaciones previas.

Las infecciones tardías suceden después de 6 meses o más tiempo y sus causas son múltiples.

La incidencia de infección, en la sustitución protésica de rodilla, es muy superior a la registrada en igual cirugía de la cadera. Jones (5) en su serie de 121 prótesis de Waldius, registra un 7% de infección frente a solo el 1% en prótesis de cadera, realizadas por los mismos cirujanos e igual ambiente.

La infección retardada puede ser esperada en cualquier momento, especialmente en aquellos pacientes reumatoideos tratados con corticoesteroides largo tiempo y que han sufrido problemas de cicatrización.

Dolor continuo, zonas lucentes anormales sobre los componentes asociados con V. de S. acelerada, son signos valora-

bles que deben orientarnos a la posibilidad de una infección. Según Coventry, cuando esta es detectada precozmente, el caso puede ser resuelto con un simple desbridamiento y una cobertura antibiótica. En casos más evolucionados será necesario extraer la prótesis. Este autor, aconseja en el acto operatorio, realizar un cultivo rutinario del líquido sinovial. En una primera estadística de 119 prótesis geomédica apreció 1,8% de infección profunda, cifra que ha disminuido notablemente en la primera evaluación realizada sobre el modelo actual de prótesis anamétrica.

En general cabe destacar, como, en las últimas valoraciones sobre sustituciones protésicas, la infección profunda ha descendido en su incidencia. Ello es atribuible a la simplificación de los diseños unido a una técnica de implantación más esmerada, con el mínimo tiempo de exposición quirúrgica y el lavado de la herida operatoria con soluciones antisépticas. Aunque muchos cirujanos utilizan un medio quirúrgico de flujo laminar, el menor riesgo de infección con respecto a un quirófano convencional, no sabemos que haya sido debidamente constatado en las estadísticas. El porcentaje de infección (véanse tablas 6, 7 y 8) oscila en general alrededor del 2%.

El tratamiento, cuando la infección se ha establecido firmemente, conlleva generalmente la extracción de la prótesis e intento de la artrodesis. Tal evento ha sido tenido en cuenta por los diseñadores, en su empeño para que la implantación requiera escaso sacrificio de los extremos óseos, con vistas a que la fusión pueda ser conseguida más fácilmente. En este sentido y tal como se ha señalado, las prótesis de charnela con vástagos intramedulares largos que requieren gran cantidad de cemento para su implantación, son las que más desventajas ofrecen. En algunos casos de artrodesis fracasada se puede conseguir una anquilosis más o menos estable, que a veces requiere la ayuda de un aparato bitutor, manteniendo una rodilla indolora que permite al paciente cierta desenvoltura.

	Total infecciones	Infecciones precoces	Infecciones tardías	Artrodesis	Anquilosis	Conservación de la prótesis	Reimplantación. protésica	Amputación
Jones (5) 1974 Waldius sin cementar 131 casos	12	9	3	9	1	1		1
Wilson y cols. (6) 1976 Waldius cementada 54 casos	3		3	1		2		
Waldius (7) 1973 modelo original 206 casos	16			10				2
Bain (8) 1973 Waldius cementada 100 casos	10	3	7	3	4	3		
Arden y cols. (9) 1974 modelo Shiers 193 casos	27	21	6	2	6			3
Deburge et Guepar (11) 1976 modelo Guepar 292 casos	19	9	10	3 conseguidos 7 fracasos	7		5	
Lagrange-Letournel (10) 1973 modelo original 52 casos	2		2	2				
Engelbrecht y cols. (13) 1976 Mod. St. Georg (Buchholz) Intracondilar 240 casos	4	2	2	1		1	2	

- § PROFUNDAS Y EVOLUCION EN LAS PROTESIS DE CHARNELA

	Total infecciones	Infecciones precoces	Infecciones tardías	Artrodesis	Anquilosis	Conservación de la prótesis	Reimplantación protésica	Amputación	Sepsis
Ilstrup y cols. (15) 1976 modelo policéntrica 419 casos	12			3	3	6			
Gunston (14) 1976 modelo original 89 casos	6			3		3			
Gracchiolo y cols. (16) 1979 mod. policéntrica y geométrica 211 casos	4			2		2			
Engelbrecht y cols. (13) 1976 St. Georg en trineo (Buchholz) 294 casos	3	2	1	1			2		•
Marmor (17) 1976 modelo original 126 casos	7	5	2						
Yamamoto y cols. (18) 1979 modelo Kodama-Yamamoto 170 casos	1				1	1			
Coventry (4) 1976 modelo Geométrica 317 casos	3	3		3					
Finerman y cols. (35) 1979 modelo Anamétrica 112 casos	1	1				1			
Insall y cols. (21) 1979 modelo TCP 461 casos	6			2			3		1+
Moreland y cols. (22) 1979 modelo ICLH casos	4	2	2	1		3			

TABLA 7.- INFECCION PROFUNDA EN PROTESIS DE DESLIZAMIENTO Y EVOLUCION DE LAS MISMAS.

	Total de infecciones	Infección precoz	Infección tardía	Artrodesis	Anquilosis	Conservación de la prótesis	Amputación
Kaufer y cols. (24) 1979 mod. esferocéntrica 134 casos	3			2			1
Sheehan (25) 1979 mod. original 131 casos	1			1			
Attenborough (26) 1978 mod. original 245 casos	4	1	3	4			
Gschwend (28) 1979 mod. GSB 285 casos	9		9	9			

TABLA 8.- INFECCION PROFUNDA EN PROTESIS ROTACIONALES Y SEMICHARNELAS
Y EVOLUCION DE LAS MISMAS.

En cambio, las charnelas no cementadas, parecen no ofrecer grandes dificultades para la artrodesis. Así, Jones (5) ha tratado 10 fallos con prótesis no cementadas de Waldius, consiguiendo en 9 casos la fusión completa. Este autor, por contra, pone de relieve como en las rodillas con tallo cementado, la fusión es extremadamente difícil de conseguir.

En un trabajo de Hageman y cols. (29), se analizan los resultados de once intentos de artrodesis en rodillas protésicas de diferentes modelos fracasados por infección. Los gérmenes, causantes de la misma, fueron estafilococo dorado en 7 ocasiones, pseudomona en 2 y enterococo en 2. Se realizó técnica de Charnley, manteniendo 10 semanas los clavos de compresión y al cabo de este tiempo se colocó un molde de yeso con un tiempo de inmovilización total de 3 a 6 semanas. La fusión se consiguió en el 70% de los casos y los fallos acontecieron especialmente en las prótesis de charnela.

Como alternativa, en casos de infección, cabe intentar la conservación de la prótesis. Esta medida ha sido defendida por algunos autores como Shiers, quien propone ensayos prolongados de 6 meses de tratamiento con antibióticos, lavados y oxígeno hiperbárico.

Por último, es de destacar la posibilidad de reimplantación protésica. Este procedimiento fue iniciado por Buchholz, en base al uso del cemento asociado a los antibióticos. Tras remover la prótesis se realiza una exhaustiva limpieza del cemento, cuyos restos deben ser extraídos en su totalidad, así como escindidos los trayectos fistulosos y los tejidos necróticos. En el mismo acto quirúrgico es reimplantada otra prótesis utilizando para su fijación cemento asociado con gentamicina, de gran espectro, junto con los antibióticos específicos para el tratamiento del germen origen de la infección. Los estudios realizados por Buchholz han demostrado como la gentamicina se mantiene activa y se libera durante varios meses que siguen a la

operación. Tal proceder, utilizado en la Endoklinik de Hamburgo, ha obtenido éxitos indudables que hemos podido personalmente constatar, y actualmente es empleado por gran número de cirujanos.

Insall (21), en su reciente casuística, refiere 3 casos de reconversión protésica en casos de infección, si bien la misma tuvo lugar algunas semanas después de removida la prótesis.

Por consiguiente, consideramos que junto a las medidas anteriormente expuestas, tendentes a disminuir el riesgo de infección, debe incluirse el empleo del cemento (cuando se utilice este medio de fijación) asociado con antibióticos.

4. Complicaciones del aparato extensor.

Al margen de los arrancamientos precoces de la tuberosidad tibial, ya referidos y que surgen en el acto operatorio en huesos osteoporóticos, hay que señalar las rupturas secundarias del tendón rotuliano, particularmente frecuentes en las prótesis de Shiers, donde Arden ha referido 6 casos sobre 187 rodillas operadas. La movilidad, solo puede ser restaurada con riesgo. Las luxaciones externas del aparato extensor pueden ocurrir en rodillas inicialmente en valgo, con retracción fibrosa del alerón externo, cuando este no fue debidamente liberado.

Aubriot (4), alude a la frecuencia de esta complicación en la fase inicial de su primera serie de 227 prótesis Quepar, donde registraron 16 luxaciones o subluxaciones.

Moreland (22), ha tenido que realizar cuatro revisiones quirúrgicas por subluxación lateral rotuliana, complicación que es citada con relativa frecuencia y que en parte puede ser

evitada consiguiendo el perfecto alineamiento del aparato extensor. Sobre esta medida insiste Freeman, realizando, si es preciso, una transposición de la tuberosidad tibial.

5. Aflojamiento protésico.

El aflojamiento de la prótesis que suele acontecer entre los 2 y 5 años siguientes a la operación, se debe a un fallo en la interfase cemento hueso.

Según algunos autores, como Ranawat, es esta la causa más frecuente de fracasos, con índices superiores a los producidos por la infección.

El primer síntoma de aflojamiento o descementación, lo constituye la presencia de un área de radiolucencia alrededor del componente protésico. Esta zona es generalmente detectable en torno al componente tibial, siendo infrecuente y difícil de diagnosticar en la prótesis femoral, donde la sombra radiopaca metálica se superpone al área radioluciente de la zona cemento hueso.

Ranawat (30), ha analizado los pormenores de esta cuestión considerando que cualquier estudio sobre la misma debe tener al menos un seguimiento de 2 años, siendo más completo cuando la evolución ha superado los 5 años.

La sola presencia de la línea de radiolucencia no es sinónimo de aflojamiento. Esta zona debe medirse en milímetros y sólo cuando la misma excede los 2 mm. debemos tomar precauciones.

Los criterios que inducen a la sospecha de aflojamiento son, según Ranawat: 1ª) presencia de dolor; 2ª) zona radioluciente superior a 2 mm. y 3ª) aumento de la deformidad en el miem-

bro operado. Este autor realiza estudios serieados cada 6 meses, cuidando que la incidencia del rayo sea paralela a la línea de radiolucencia. La escintigrafía y la artrografía no son consideradas de utilidad en este sentido.

La hidroxiprolina urinaria, que generalmente se eleva inicialmente tras una implantación con prótesis cementada, para descender después, puede sufrir alteraciones que guarden relación con la descementación clínica. Esta es la conclusión de un trabajo efectuado por Orloff y cols. (34).

En la presentación de la zona de radiotransparencia pueden influir 5 factores: 1ª) presencia de grasa o sangre en la zona cemento hueso; 2ª) restos tisulares o serrín óseo dejados durante la intervención; 3ª) necrosis térmica; 4ª) micromovilidad por el colapso de las trabéculas óseas; y 5ª) restos de cartílago que no fue debidamente extirpado. De estas 5 causas, el colapso trabecular con micromovilidad juega, según Ranawat, el papel más importante.

La presencia de sangre o grasa resulta muy lesiva para conseguir una buena fijación del componente protésico y este inconveniente puede ser eliminado con el reiterado lavado a presión, que nunca puede ser omitido.

La necrosis térmica, para Ranawat, constituye la causa mas remota.

R.S. Bryan (31) ha publicado, recientemente, un estudio a largo plazo (de hasta 8 años) de la prótesis policéntrica. En el análisis de los fallos, el despegamiento lo encontró invariablemente en el componente tibial. Este autor, considera, que en el curso postoperatorio líneas radiolucientes pueden ser evidenciadas radiológicamente alrededor del componente tibial, posiblemente porque el hueso es incapaz de aceptar el stress producido. Consiguientemente, si el hueso se ajusta al stress,

una línea cortical se forma alrededor de la zona radioluciente, que se irá estrechando hasta desaparecer. Cuando el stress no es aceptado las trabéculas desintegradas prevalecen y el despegamiento se torna evidente.

Las fuerzas que actúan sobre la rodilla son de cuatro tipos: de compresión, de distracción, de rotación y fuerzas que combinan compresión y distracción. Durante la flexión, la parte posterior del componente tibial es sometida a compresión, en tanto que la parte anterior es solicitada por una fuerza de distracción. Ante esta situación parece razonable pensar que la presencia de un tallo intramedular resistirá mejor la combinación de estas fuerzas.

La magnitud de este problema se ve simplificada con los implantes que permiten mayor libertad de movimientos, como ocurre con las rodillas policéntricas, duocondilar o monocondilar. Este inconveniente aumenta en los diseños más constreñidos como son los modelos geomédica, total condilar (TCP) e ICLH.

En una publicación de Sledge y cols. (23), sobre la experiencia en el Robert Breck Briham Hospital, se estudian dos amplias series de rodillas duopatelar y duocondilar. Se comprueba que la incidencia de línea radioluciente de 1 mm. o menos, es taba presente en el 45% de duopatela y en el 22% de duocondilar, siendo únicamente completa en el 4% de los casos, todos ellos correspondientes a duopatela. La diferencia entre ambos modelos reside en la pestaña femoral para la rótula en el modelo duopatela, además de poseer una superficie más geométrica para el componente tibial. En la duocondilar la superficie es plana en el corte sagital, con una curvatura en el plano superior. La duopatelar es curvada en el plano sagital y la superficie articular es más constreñida. En este trabajo, se concluye, que el diseño con mayor grado de constricción es responsable de la incidencia superior del área radioluciente. Ello sugiere, que las fuerzas que recaen en la interfase cemento hueso son mayores en

las prótesis más constreñidas y los tejidos blandos se ven más solicitados.

El papel que el ligamento cruzado posterior juega en esta cuestión está sometido a controversia. Autores como Insall o Freeman consideran que, durante la flexión, el LCP comprime por detrás y eleva por delante favoreciendo el despegamiento, por lo que esta estructura es resecada en sus respectivas técnicas. Frente a esto, otros autores como Sledge y Coventry, coinciden en la conveniencia de conservar el ligamento cruzado a fin de evitar subluxaciones.

El problema del despegamiento ha sido igualmente puesto de manifiesto en las prótesis no cementadas por Jones (5). Este autor, en una serie de 150 rodillas "Waldius" no cementadas, observó signos radiológicos en 50 casos, después de 5 a 13 años, si bien clínicamente quedaron reducidas a 5. No obstante, no se refleja que haya habido necesidad de revisión quirúrgica, a pesar de que en 2 ocasiones sobrevino deformidad articular. En cambio, el propio Waldius, ha reoperado 7 aflojamientos dolorosos, sustituyéndolos por una nueva prótesis cementada.

La incidencia de aflojamientos en otras charnelas cementadas es variable según las estadísticas (ver tabla 9). Arden, registra hasta 21 casos con prótesis de Shiers. Sobre este modelo este problema ha sido estudiado con minuciosidad por Duparc.

Lettin y cols., con "Stanmore", reoperaron 3 rodillas sobre 5 fallos clínicos. Deburge, con "Guepar", contempla 6 despegamientos sobre 292 rodillas. En una posterior revisión del grupo Guepar se encuentra un 15% de despegamientos asepticos 5 años después de la operación. Sobre este grupo, solamente en el 43%, la sintomatología fue lo suficientemente intensa para ser reoperados (ver tabla 9).

Autor	Número de Prótesis	Modelo	Presencia de zona de radiolucencia	Aflojamientos asépticos clínicos	Revisiones Quirúrgicas
Jones B.G. (5) 1974	131	Waldius sin cementar	50	5	
Waldius B. (7) 1973	206	Original		7	7
Bain A.M. (8) 1973	100	Waldius cementada		5	5
Witwoet (4) 1974	227	Guepar		4	4 2(reimp.) 2 (artrod.)
Lettin y cols. (12) 1978	100	Stanmore		5	3
Arden y cols. (9) 1974	191	Shiers		21	
Engelbrecht y cols. (11) 1976	240	St. Georg intracondilar		5	1
Deburge y cols. (11) 1979	152	Guepar		23	13
Gschwend N. (28) 1979	285	GSB		4	2 (artrod.)

TABLA 9.- INDICE DE AFLOJAMIENTOS Y REVISIONES QUIRURGICAS CON-
SECUENTES EN PROTESIS DE CHARNELA Y SEMICHARNELAS.

Engelbrecht y cols., con el modelo intracondilar de Buchholz, solo observan 5 fallos por esta causa, de los cuales solo 1 fue reoperado.

Las prótesis rotacionales, a pesar de poseer tallos intramedulares y gozar de mayor fisiologismo no parecen haber disminuido notablemente el porcentaje de complicaciones por esta causa (ver tabla 11). Así, Kaufer, con esferocéntrica encontró 10 aflojamientos, de los cuales 5 requirieron revisión quirúrgica. Sheehan ha reoperado 3 rodillas por este motivo.

El tratamiento que corresponde hacer ante un fallo por aflojamiento consiste, generalmente, en la reimplantación protésica siempre que ello es factible. A veces, puede ser suficiente la sustitución del componente afectado, generalmente el tibial. En muchos casos la conversión se realiza a base de modelos más constreñidos o de prótesis con vástagos intramedulares largos. La artrodesis debe constituir la última instancia. Un problema especial, en las complicaciones surgidas por aflojamientos, ha sido señalado por Freeman en la sustitución de rodillas tratadas previamente con osteotomías, en donde el porcentaje de fallos por esta causa ascendió hasta 26%, frente a solo un 3% del total.

Freeman, consecuentemente, plantea la posibilidad de que una de las causas de fallo de la osteotomía tibial puede ser la necrosis avascular parcial del fragmento proximal. Este autor ha aumentado el tamaño del componente tibial, para mejorar el apoyo y aminorar el riesgo.

Como conclusión, las causas del aflojamiento pueden radicar en: el diseño de la prótesis, la técnica quirúrgica, la manipulación en el postoperatorio, la resistencia del lecho óseo, el peso y la edad del enfermo, la movilidad de las articulaciones supra y subyacentes y la técnica de cementación.

Autor	Número de Prótesis	Modelo	Presencia de zona de radiolucencia	Aflojamientos asépticos clínicos	Revisiones Quirúrgicas
Gunston F. y cols. (14)	89	Original		0	6 3 reimp. 3 artrod.
Ilstrup y cols. (15) 1976	419	Policéntrica	130	17	11
Engelbrecht y cols. (13) 1976	294	St. Georg (trineo)		9	8
Marmor L. (17) 1976	126	Original		10	
Ilstrup y cols. (32) 1976	75	Geomédica	57	8	6
Gracchiolo y cols. (16) 1979	211	Policént.-119 Geomédica- 92		5 policéntricas 7 geomédicas	12
Yamamoto S. (18) 1979	170	Kodama-Yamamoto		0	
Coventry M. (20) 1979	100	Geomédica (Mark III)	70	5	5
Finerman y cols. (35) 1979	112	Anamétrica	31	3	
Sledge y cols. (23) 1979	167	Duopatela		4	
Bargren y cols. (33) 1976	209	ICLH (Free-man-Swanson)		2	1
Moreland y cols. (22) 1979	84	ICLH (actual)		0	
Insall y cols. (21) 1979	461	TCP		10	6

TABLA 10.- INCIDENCIA DE AFLOJAMIENTOS Y CONSECUENTES REVISIONES EN PROTESIS DE DESLIZAMIENTO.

Autor	Número de prótesis	Modelo	Presencia de zona de radiolucencia	Aflojamientos asépticos clínicos	Revisiones quirúrgicas
Kaufer y cols. (24) 1979	134	Esfero-céntrica	48 componentes femorales (37%) 52 componentes tibiales (40%)	10	5 reimplantes
Attenborough C.G. (26) 1978	245	Original	sin precisar	2	2
Sheehan J.M. (25) 1979	131	Original	sin precisar	5	3 reimplantes

TABLA 11.- INCIDENCIA DE AFLOJAMIENTO Y REVISIONES QUIRURGICAS CONSECUTIVAS, EN PROTESIS ROTACIONALES.

Por último cabe subrayar que, en la experiencia de la mayor parte de los autores, los pacientes intervenidos de gonartrosis padecen desprendimiento protésico con mas frecuencia que los enfermos reumatoideos. Tal contingencia puede verse influenciada por la menor afectación poliarticular de la gonartrosis que permite a estos pacientes una mayor actividad.

Estos factores, derivados de la experiencia conseguida, han servido para perfeccionar las técnicas quirúrgicas y remodelar los diseños, de forma que en las evaluaciones preliminares, realizadas recientemente, el porcentaje de fallos surgidos por esta complicación parece haber descendido notablemente.

6. Complicaciones patelares.

La mas importante por su frecuencia y especial problemática, es el dolor residual, que puede tener lugar a este nivel con o sin sustitución del compartimento femorotuliano. Algunos autores, como Shiers y Freeman, en un principio optaron por quitar la rótula. Al menoscabo funcional que tal medida supone, se añadieron otros problemas, fundamentalmente cutáneos. Freeman, registra un gran porcentaje de dehiscencias en su primera serie, donde extirpó la rótula.

Duparc, con prótesis de Shiers, ha encontrado varios casos de necrosis tardía acaecidos meses después de la intervención.

Gran parte de técnicas quirúrgicas con prótesis no constreñidas, dejan sin sustituir la superficie de la rótula. Ello es factible en los casos menos avanzados, donde la articulación femorotuliana se halla escasamente afectada. Pero cuando la enfermedad continua su proceso de deterioro, como ocurre en artritis reumatoidea, a largo plazo surgen problemas patelares no detectados en un principio. Esta contingencia ha sido clara

mente puesta de manifiesto por Bryan (31), en un estudio con seguimiento de ocho años sobre prótesis policéntrica. Este autor contraria y sorprendentemente, no encontró dolor patelar residual en casos de gonartrosis.

Numerosas revisiones quirúrgicas han sido realizadas por fallos rotulianos. Freeman concluye, con razón, que nada puede mejorar al compartimento femorotuliano la sustitución única de la articulación femorotibial. Este autor, tras los decepcionantes resultados obtenidos con la extirpación de la rótula, conserva ésta, adaptando una pestaña al componente femoral que posteriormente modifica, alargándola. Consigue con ello reducir el dolor patelar de 42% al 12%. Finalmente y como alternativa, ha optado por recubrir la superficie rotuliana de un componente plástico. Esta medida parece haberse generalizado.

Insall, en una serie de 422 sustituciones de patela, solo ha requerido una revisión, a diferencia de su experiencia sobre otro grupo de 39 casos sin implantación protésica que precisaron 3 revisiones quirúrgicas. Por ello, este autor, considera más ventajosa la sustitución patelar, no habiendo encontrado desgaste significativo del implante en observaciones realizadas a propósito de revisiones quirúrgicas practicadas por otro motivo.

Coventry, tras su larga experiencia con la rodilla geomédica, ha optado igualmente en su actual modelo anamétrica, por la sustitución patelar, siendo menor la incidencia de fallos en los estudios preliminares.

Sledge y cols., inicialmente, encontraron un 20% de problemas patelares. En un estudio posterior, sobre 167 sustituciones patelares, solamente 5% mostraron dolor patelar, sin incidencia de despegamientos. Consiguientemente a esta revisión el modelo duocondilar es abandonado en favor de el duopatela. Estos autores son decididos partidarios de realizar la sustitución

ción patelar en artritis reumatoidea, considerando esta decisión más difícil en casos de gonartrosis.

El grupo Guepar ha modificado la superficie para la rótula en el modelo Guepar II, a la vista de los problemas consecutivos al dolor rotuliano hallados en los estudios a largo plazo sobre el primer modelo.

Con respecto a las prótesis rotacionales, Sheehan considera el dolor rotuliano muy tolerable y aduciendo razones mecánicas prefiere dejar íntegra la superficie rotuliana.

El resto de cirujanos, como Attenborough, han dotado a sus modelos de un tercer componente plástico para la patela, tras una primera experiencia en donde este componente no existía.

7. Fracturas óseas y dislocaciones.

Las fracturas pueden ser de dos tipos: las producidas a nivel del 1/3 inferior del fémur y aquellas otras acaecidas en la región metafisaria.

a) Las fracturas del 1/3 inferior del fémur suelen ser originadas por un traumatismo y suceden a un nivel próximo a la terminación de los tallos intramedulares, en pacientes portadores de este tipo de prótesis. La presentación de esta forma de fracturas, está favorecida por la limitación funcional que suponen los implantes en charnela y que hacen de esta porción del fémur un punto conflictivo, donde concurren sollicitaciones mecánicas derivadas de las fuerzas de presión, torsión y cizallamiento. Ello explica, además de la mayor incidencia del nivel fractuario, la escasa importancia del traumatismo que algunas veces precede a esta complicación.

Casi todos los autores que han utilizado prótesis de charnela han tenido oportunidad de observar accidentes de esta naturaleza. Tal eventualidad ha sido motivo para que algunos diseñadores, tras una primera experiencia, dotaran a sus modelos de tallos intramedulares más largos, con los que se consigue amiorar este riesgo.

El tratamiento, una vez acaecida la fractura, ha consistido en sustituir el componente femoral por otro con un vástago de mayor longitud, cuando no ha sido posible solucionar el problema mediante una síntesis eventual.

b) Las fracturas surgidas en la porción metafisaria suelen suceder sin traumatismo previo. Cuando ocurren a nivel del fémur, generalmente guardan relación con roturas de material protésico, y es de destacar la gran incidencia de este tipo de complicación en el modelo de prótesis intercondílea de Buchholz con componente de polietileno.

A nivel de la metáfisis tibial las fracturas pueden guardar relación con roturas o desgaste del material y con despegamientos. En este último caso, la fractura, puede ser considerada como un equivalente de descementación.

Esta complicación ha sido citada por numerosos autores a propósito, fundamentalmente, de prótesis de deslizamiento y resuelta muchas veces con el recambio protésico.

La incidencia de roturas, que acontecieron por diversos motivos, es variable en los resultados publicados. Jones, sobre 131 prótesis de Waldius sin cementar, cita 5 casos de fractura; Waldius 2 sobre 206; Deburge y cols., 7 sobre 292 rodillas Guepar; Stanmore 2 sobre 100 con su modelo original; Engelbrecht y cols., 5 con prótesis intercondílea de St. Georg; Gracchiolo y cols., 3 sobre 211 policéntricas; Marmor 1 sobre 126 con modelo original; Kaufer, 2 sobre 134 rodillas esferocéntricas; Sheehan

7 sobre 131 y Attenborough 3 sobre 245. Fracturas de patela han sido citadas 3 por Insall con TCP y 5 por Moreland con ICLH.

La dislocación o subluxación de la rodilla protésica, suele acontecer en los implantes menos constreñidos y su presentación guarda relación, muchas veces, con el deterioro de los elementos capsuloligamentosos encargados de la estabilidad articular. Ello es más frecuente en artritis reumatoidea. Así, Ilstrup y cols., encuentran 7 casos de luxación con prótesis policéntrica y Gracchiolo otros 7 con el mismo modelo. Otra causa de dislocación la constituye el desgaste del material y la descementación. Los errores técnicos, que supongan defectos de orientación protésica o trastornos de la estabilidad, abocarán con facilidad a este tipo de complicaciones.

Particular importancia tiene la subluxación patelar, más frecuente en las sustituciones del compartimento anterior y que tiene lugar cuando el aparato extensor no queda debidamente alineado. Moreland cita 4 casos de luxación patelar con prótesis ICLH. Insall, encuentra 6 fallos por subluxación en su serie de 461 rodillas TCP.

8. Roturas de la prótesis.

Esta complicación, en un principio, constituyó el fracaso de muchos modelos de prótesis e indujo a los pioneros de esta cirugía a modificar los materiales o rectificar sus diseños en aquellos casos donde los ingenieros subestimaron en sus cálculos teóricos las sollicitaciones mecánicas en la rodilla protésica.

Blundell cita algunos casos de rupturas de material con la prótesis de Walldius, en su diseño primitivo de acero inoxidable y cojinetes de teflón. Con el modelo posterior, en aleación de cromo-cobalto, no encontró estos problemas.

Aubriot y cols., han observado rupturas por fatiga en la prótesis de Shiers. Arden cita con el mismo modelo cuatro casos de rotura protésica. Con las aleaciones de cromo-cobalto esta complicación resulta infrecuente.

La combinación con polietileno confiere un matiz especial a este problema que fue ya considerado en el capítulo dedicado a los materiales. Si bien la asociación metal plástico es bien tolerada y ofrece escasos inconvenientes, el polietileno, más blando, puede originar roturas. En tales casos puede invocarse la influencia del desgaste. Cuando este material no ha sido debidamente calculado en sus posibilidades, ha dado lugar a fracasos como los acaecidos con la prótesis intercondílea St. Georg donde el componente femoral, enteramente de polietileno, resultó incapaz de resistir las sollicitaciones protésicas a este nivel y generó roturas, con tanta frecuencia, que sus autores hubieron de abandonar el modelo y sustituir el componente plástico por otro metálico. Engelbrecht y cols., citan hasta 40 complicaciones de este tipo, que nosotros también hemos padecido y de ello damos cuenta en nuestra casuística personal.

La prótesis de Sheehan también ha presentado roturas del caballete de polietileno. El propio autor cita en su serie dos casos fallidos por esta contingencia.

En la literatura se hace menos mención de este problema referido a prótesis de deslizamiento. En ello puede influir la mayor libertad de estos implantes que someten sus componentes a sollicitaciones menores. Ilstrup y cols., en una serie de 419 prótesis policéntricas, refieren 6 casos de roturas. Con el mismo modelo, Gracchiolo, observó tres complicaciones de este tipo.

Respecto al componente rotuliano, no hemos encontrado citas que hagan alusión a fallos de esta índole. Insall, no

obstante, precisa en revisiones realizadas por otros motivos, que hallaron siempre el implante rotuliano en perfectas condiciones, no apreciando signos de desgaste. Quizás convendrá esperar una evolución más dilatada antes de poder emitir un juicio sobre el comportamiento y resistencia del implante patelar.

Generalmente a la fractura protésica sucede un aumento de la deformidad, que suele ir acompañado de dolor e impotencia, siempre en grado dependiente de la magnitud y tipo de la rotura.

El tratamiento consiste en el recambio protésico, que puede afectar a uno o los demás componentes. Cuando circunstancias especiales o el estado general del enfermo, no permitan realizar la operación, puede intentarse una anquilosis fibrosa. En estos casos, es preciso el uso de un aparato bitutor que proteja la articulación, impida la deformidad y permita, en suma, las condiciones más favorables para conseguir la anquilosis. La ablación de la prótesis y el intento de artrodesis, ha constituido otra salida en algunos casos.

Como antes apuntábamos el desgaste puede favorecer la ruptura. Pero este problema no se puede etiquetar como una complicación. La posibilidad del desgaste es una contingencia que debe estar prevista. Es por ello, que algunos implantes, recubren sus superficies de fricción con cojinetes de polietileno que son recambiables. En cualquier caso, esta cuestión corresponde al estudio del diseño y materiales protésicos y a ella hemos aludido, más ampliamente, en aquel capítulo.

9. Lesiones neurológicas.

Fundamentalmente están referidas al ciático poplíteo externo. Esta complicación resulta relativamente frecuente, especialmente en los casos donde se ha corregido una gran deformidad en valgo. (Ver tabla 12).

Autor	Modelo	Nº de prótesis	Lesiones del c.p.e.
Wilson y cols. 1976 (6)	Waldius	54	3
Waldius 1973 (7)	Original	206	6
Arden y cols. 1974 (9)	Shiers	193	4
Deburge y cols. 1976 (11)	Guepar	292	11
Lettin y cols. 1978 (12)	Stanmore	100	2
Engelbrecht y cols. 1978 (13)	Intercondílea Sr. Georg	240	7
Gschwend 1979 (28)	GSB	285	7
Gunston 1976 (14)	Original	89	3
Gracchiolo y cols. 1979 (16)	Policéntrica y Geomédica	211	3
Marmor 1976 (17)	Original	126	1
Engelbrecht y cols. 1978 (12)	Patin St. Georg.	294	3
Finerman y cols, 1979 (35)	Anamétrica	212	1
Insall y cols. 1979 (21)	TCP	461	4
Moreland y cols. 1979 (22)	ICLH	84	1
Sheehan 1979 (25)	Original	131	3

TABLA 12.- INCIDENCIA DE LESIONES DEL C.P.E.

(En su mayor parte remitieron espontáneamente).

La exposición quirúrgica amplia, que permita buena visibilidad, la falta de agresividad en el tratamiento de los tejidos blandos y la corrección de los cortes óseos evitarán, en gran medida, la distensión del nervio ciático. En cualquier caso, esta lesión suele remitir espontáneamente en el transcurso de unos meses y constituyen mínima parte los casos que dejan secuela definitiva, pero su presentación comporta siempre dificultades en el proceso de rehabilitación.

El tratamiento, excepcionalmente, requiere el concurso de la cirugía. Resulta muy útil el uso de dispositivos ortopédicos con carácter temporal que facilitan la rehabilitación y acortan el período de recuperación.

BIBLIOGRAFIA.

1. KENESI, C.: "Complications generales precoces dans les protheses totales du genou a charniere cimentées". Rev. Chirurg. Orthop., 62, 413, 1976.
2. PICAULT, CH., MICHEL, C.R. et VIDIL, R.: "Protheses totales de hanche de Charnley. (4.300 cas operés de 1968 a 1979)". Rev. Chirurg. Orthop., 66, 57, 1980.
3. KARSENTY, L.: "Contribution a l'etude des accidents precoces lies a l'utilisation du polymethyl metacrylate en chirurgie orthopedique". These medicine, Montpellier, 1976.
4. AUBRIOT, J.H.: "Les artroplasties du genou par endoprothese totale". Conferences d'enseignement de la SOFCOT, 2, 65, 1974.

5. JONES G.B.: "The complications of artroplasty of the knee". Comunic. Simposio sobre protesis totales de rodilla. Londres, 1974. Inst. Mech. Engrs., C258, 115, 1974.
6. WILSON, F.C., and VENTERS, G.C.: "Results of knee replacement with the Waldius prosthesis". Clin. Orthop., 120, 39, 1976.
7. WALDIUS, B.: "Arthroplasty of the knee using a hinged vitallium prosthesis". Acta Orthop. Belg., 39, 245, 1973.
8. BAIN, A.M.: "Replacement of the knee joint with the Waldius prosthesis using cement fixations". Clin. Orthop., 94, 65, 1973.
9. ARDEN, G.P., KANDA, B.A.: "Complications of arthroplasty of the knee". Comunic. Simposio sobre prótesis totales de rodilla, Londres, 1974. Inst. Mech. Engrs., C259, 118, 1974.
10. LAGRANGE, J. et LETOURNEL, E.: "Principes et realisations de la prothese totale de genou "LL"". Acta Orthop. Belg., 39, 280, 1973.
11. DEBURGE, A. and "GUEPAR": "Guepar hinge prosthesis. Complications and results with two year's follow-up". Clin. Orthop., 120, 47, 1976.
12. LETTIN, A.W., DELISS, L.J., BLACKBURNE, J.S., SCALES, J.T.: "The Stanmore hinged knee arthroplasty". J. Bone. Joint Surg., 60B, 327, 1978.
13. ENGELBRECHT, E., SIEGEL, A., ROTTGER, J. and BUCHHOLZ, H.W.: "Statistics of total knee replacement: partial and total knee replacement, design S. Georg". Clin. Orthop., 120, 54, 1976.

14. GUNSTON, F.H. and Mc KENZIE, R.I.: "Complications of Policentric knee arthroplasty". Clin. Orthop., 120, 11, 1976.
15. ILSTRUP, D.M., COMBS, J.J., BRYAN, R.S., PETERSON, L.F.A., and SKOLNICK, M.D.: "A statistical evaluation of Policentric total knee arthroplasties". Clin. Orthop., 120, 18, 1976.
16. GRACCHIOLO, A., BENSON, M., FINERMAN, G.A.M., HORACEK, K., and AMSTUTZ, H.C.: "A prospective comparative clinical analysis of the first-generation knee replacements: Policentric VS. Geometric knee arthroplasty". Clin. Orthop., 145, 37, 1979.
17. MARMOR, L.: "The Modular (Marmor) knee. Case report with a minimum follow-up of 2 years". Clin. Orthop., 120, 86, 1976.
18. YAMAMOTO, S.: "Total knee replacement with the Kodama-Yamamoto knee prosthesis". Clin. Orthop., 145, 60, 1979.
19. PETTY, W., BRYAN, R.S., COVENTRY, M.B., and PETERSON, L.F.A.: "Infection after total knee arthroplasty". Orthop. Clin. North Am., 6, 1005, 1976.
20. COVENTRY, M.B.: "Two-part total knee arthroplasty: Evolution and present status". Clin. Orthop., 145, 37, 1979.
21. INSALL, J., TRIA, A.J., and SCOTT, W.N.: "The total condylar knee prosthesis: the first 5 years". Clin. Orthop., 145, 68, 1979.
22. MORELAND, J.R., THOMAS, R.J. and FREEMAN, M.A.R.: ICLH Replacement of the knee: 1977 and 1978". Clin. Orthop., 145, 47, 1979.

23. SLEDGE, C.B., EWALD, F.C.: "Total knee arthroplasty experience at the Robert Breck Brigham Hospital". Clin. Orthop., 145, 85, 1979.
24. KAUFER, H. and MATTHEUS, L.S.: "Spherocentric knee arthroplasty". Clin. Orthop., 145, 110, 1979.
25. SHEEHAN, J.M.: "Arthroplasty of the knee". Clin. Orthop., 145, 101, 1979.
26. ATTENBOROUGH, C.G.: "The Attenborough total knee replacement". J. Bone. Joint Surg., 60B, 320, 1978.
27. SKOLNICK, M.D., BRYAN, R.S., PETERSON, L.F.A., COMBS, J.J., Jr. and INSTRUP D.M.: "Pollicentric total knee arthroplasty". J. Bone. Joint Surg., 58A, 743, 1976.
28. GSCHWEND, N.: "Artroplastia con la prótesis de rodilla GSB. Resultados clínicos 1973-1979". Allo Pro. 1979.
29. HAGEMAN, W.F., WOODS, G.W. and TULLOS, H.S.: "Arthrodesis in failed total knee replacement". J. Bone. Joint Surg., 60A, 790, 1978.
30. RANAWAT, C.S.: Comunic. Person. Congreso Hispano Argentino de Ortopedia y Traumatología, Buenos Aires, 1978.
31. BRYAN, R.S. and PETERSON, L.F.A.: "Polycentric total knee arthroplasty: A prognostic assessment". Clin. Orthop., 145, 23, 1979.
32. ILSTRUP, D.M., COVENTRY, M.B. and SKOLNICK, M.D.: "A statistical evaluation of Geometric total knee arthroplasties". Clin. Orthop., 120, 27, 1976.

33. BARGREN, J.H., FREEMAN, M.A.R., SWANSON, S.A.U. and TODD, R.C.: "ICLH (Freeman-Swanson). Arthroplasty in the treatment of arthritic knee". Clin. Orthop., 120, 65, 1976.

34. ORLOFF, S., RAO, V.H., VERBRUGGEN, L. et WAGNER, J.: "Etude de l'hydroxiprolina urinaire après arthroplasties cimentées". Acta Orthop. Belg., 40, 726, 1974.

35. FINERMAN, G.A.M., COVENTRY, M.B., RILEY, L.H., TURNER, R.H. and UPSHAW, J.E.: "Anametric total knee arthroplasty". Clin. Orthop., 145, 85, 1979.

376

MATERIAL

METODO

EVALUACION DE RESULTADOS

CASUISTICA PERSONAL

Introducción.

Nuestro trabajo, sobre artroplastia de rodilla, he tenido lugar en la Ciudad Sanitaria de la S.S. "La Paz", de Madrid.

Este hospital inició su singladura en sustituciones articulares al principio de los años setenta. Por entonces, los resultados obtenidos con la prótesis de cadera empezaban a ser brillantes. Esta cirugía, aplicada a la rodilla, tan solo alcanzaba cotas generalmente mediocres. Tal circunstancia determina, consiguientemente, que la técnica de sustitución articular de cadera pronto adquiriera hábito y familiaridad en nuestro proceder quirúrgico. La artroplastia de rodilla, con endoprótesis, la iniciamos con cierta timidez y reserva, sirviéndonos del modelo de Shiers. Desgraciadamente los resultados obtenidos en nuestros primeros pacientes fueron decepcionantes. Ello menoscaba nuestro ánimo y, por un tiempo, nuestra actitud se hizo más conservadora, forzando las indicaciones de otros métodos de cirugía. En este período, no obstante, nos mantuvimos expectantes.

A los primeros modelos, pronto sucedieron otras técnicas, que incorporaron la experiencia adquirida. Particular importancia despiertan las prótesis de deslizamiento, aplicando el principio de baja fricción ya constatado en cadera.

Estos implantes más conservadores, con resultados iniciales prometedores, despiertan en los cirujanos ortopedas un gran interés, al que nosotros no podíamos sustraernos.

El equipo dirigido por Buchholz en el Hospital de St. Georg, en Hamburgo, aplicando sus propias técnicas consigue pronto una ingente casuística. Por ello, y a fin de obtener datos concretos al respecto, realizamos en el año 1973 nuestro primer viaje, dentro de una serie de giras periódicas, a la Clínica de Hamburgo. Personalmente conocemos el método y sus resul

tados que poco después pusimos en práctica en nuestro Hospital de Madrid.

La escuela de St. Georg, utilizaba básicamente dos implantes de rodilla. El primero, de tipo modular, solo podía ser utilizado en articulaciones poco afectadas que mantuvieran el aparato ligamentoso íntegro. Para rodillas con patología más se vera, existía la prótesis intracondilar. Ambos modelos fueron utilizados por nosotros. La experiencia nos puso de manifiesto que, en la práctica, existe una patología intermedia que no encaja en sendas opciones. Para este grupo de pacientes nos pareció justificado indicar algún modelo de prótesis de tipo fisiológico y con carácter de autoestabilidad. Elegimos entonces el modelo de Insall y Ranawat en sus versiones de duopatela primero y total condilar después. Esta actitud adquirió plena justificación al registrar las primeras complicaciones surgidas con nuestras charnelas, cuyos inconvenientes fueron, desgraciadamente, evidenciados por nosotros en toda su dimensión. Pronto hablaremos de ello. Es, entonces, cuando dimos entera prioridad al tipo de implante fisiológico.

Los fallos derivados de la fragilidad de los materiales usados en la prótesis intracondilar isoelástica St. Georg, fueron corregidos con el mismo modelo en monometal que, no obstante, quedaba sujeto a los inconvenientes de las prótesis totalmente restringidas. Por esta razón hemos decidido relegar el uso de este implante para casos seleccionados y gran parte de sus indicaciones las hemos absorbido con la prótesis total condilar con aplicaciones cada vez más amplias.

La prótesis ICLH, de Freeman, aunque con indicaciones y características muy similares, solo ha sido usada por nosotros en un grupo muy reducido de pacientes.

Después de 5 años, la prótesis Sr. Georg modular, llamada de "patín", solo la utilizamos eventualmente por las limita-

ciones impuestas por las características de este implante.

En conclusión, en el momento actual y sentada la indicación de artroplastia de rodilla nos inclinamos por una técnica con escasa restricción en sus aplicaciones. Creemos que la rodilla total condilar reúne esta condición y su uso lo hemos prodigado. Nuestros resultados, por el momento, avalan esta postura. Recientemente sus autores, a través de las observaciones extraídas de una vastísima experiencia, fabrican variantes al modelo standard para casos especiales en donde no se consigue buena estabilidad con el diseño simple. Ello nos confirma, una vez más, la dificultad de adoptar un criterio estricto en cuanto al procedimiento quirúrgico, que en todo caso quedara supeditado al tipo de patología y grado de afectación articular. Esta es la razón que nos induce a mantener vigentes, para casos seleccionados, otros procedimientos diferentes de la técnica que consideramos habitual.

Esta panorámica resume nuestra visión del tema y justifica nuestra línea de trabajo, cuyos resultados corresponde analizar ahora.

A. MATERIAL

En el momento actual nuestra casuística supera los setenta casos de artroprótesis de rodilla. En el presente estudio consideramos, únicamente, aquellos con un período de evolución superior a 1 año. Excluimos algunas rodillas, que no fueron directamente controlados por nosotros, al carecer de datos suficientemente precisos que permitieran incluirlas en este seguimiento.

En suma, analizamos en este trabajo un grupo de 55 artroplastias de rodilla operadas con diferentes técnicas. Corresponden a 42 pacientes que fueron intervenidos desde febrero de 1972 a febrero de 1980. Nueve son bilaterales y otras cuatro pertenecen a reconversiones protésicas, realizadas como operaciones de rescate sobre fallos de la primera intervención.

La mayoría de estos pacientes fueron intervenidos por nosotros y en la totalidad de los casos hemos efectuado personalmente el control de su evolución.

a. Edad y sexo.

La edad de nuestros pacientes, en el momento de la intervención, oscilaba entre 31 y 74 años. La edad promedio ha sido de 59 años. Las edades se distribuyen según refleja la tabla 13.

Años	<40	41-45	46-50	51-55	56-60	61-65	66-70	71-75
Nº de rodillas	1	3	3	11	8	17	9	3

TABLA 13.- Distribución de edades

En cuanto al sexo existía un franco predominio femenino. Veintiocho eran mujeres y 14 hombres. La proporción ha sido de 2 a 1.

b. Etiología.

Las causas etiológicas que motivaron la artroplastia se describen en la tabla 14.

Enfermedad	Nº de rodillas operadas
Artritis reumatoide	19
Enfermedad de Still	3
Gonartrosis primaria	17
Gonartrosis secundaria	6
Fractura reciente	1
Artropatía tabética	1
Osteonecrosis, osteocondritis	4
Fallo protésico	4

TABLA 14.- Causas etiológicas

c. Actividad profesional y porcentaje de incapacidad.

La actividad laboral, aunque variada, estaba matizada por un claro predominio en las faenas domésticas. Veintiuna de nuestras pacientes refirieron este menester. Otros 6 se ocupaban en diferentes trabajos agrícolas. Dos eran mecánicos, 2 administrativos, 1 camarero, 1 empleado en una empresa de limpieza, 1 tramoyista, 3 estaban jubilados y los 5 restantes se hallaban totalmente incapacitados para todo tipo de trabajo.

El 60% de los pacientes desempeñaban su ocupación habitual con algunas restricciones. El 22% padecían limitaciones que les obligaban a permanecer largas temporadas inactivos profesionalmente. Por último el 18% de nuestros enfermos sufrían una incapacidad absoluta.

d. Grado de deformidad e inestabilidad.

Los grados y tipos de deformidad e inestabilidad quedan reseñados en las tablas 15 y 16. No se incluyen las 4 rodillas

portadoras de prótesis fallidas. Tampoco se valora otra enfermedad que fue operada tras una fractura reciente. Esta exclusión se hace extensiva a los demás parámetros. Algunas deformidades eran combinadas.

Grados	Deformidad en genu varo	Deformidad en genu valgo	Deformidad en genu flexo	Deformidad en genu recurvatum	Deformidad ausente
0°-10°	10	5	5	0	4
11°-15°	3	4	4	0	
16°-20°	4	4	2	0	
+ de 20°	2	5	13	0	

TABLA 15.- Grados de deformidad

Inestabilidad de 0 a 10°	Inestabilidad de 11 a 15°	Inestabilidad de 16 a 20°	Inestabilidad de más de 20°	No presentaban Inestabilidad
15	13	5	5	12

TABLA 16.- Grados de inestabilidad

e. Dolor.

En la valoración de resultados, al comparar las situaciones pre y postoperatoria, reflejaremos a través de nuestro sistema de puntuación el estado previo a la operación. Respecto al grado de dolor, en forma esquemática, la situación de nuestros pacientes antes de la operación viene reflejada en la tabla 17. Interrogados sobre la necesidad de analgésicos el 20% recibían medicación de este tipo en forma continua. El 23% lo hacían de manera inconstante, pero con cierta regularidad. Otro grupo, del 33%, tomaban calmantes esporádicamente. El resto, aproximadamente el 24%, no precisaban medicación analgésica.

	Molestias	Dolor Leve	Dolor Mediano	Dolor Intenso	Dolor Ausente
En reposo	15	23	6	0	6
En la marcha	0	2	13	35	0

TABLA 17.- Intensidad del dolor

f. Función.

Consideramos la capacidad para caminar, la necesidad de ayudas externas y la posibilidad de realizar algunas acciones habituales en la vida cotidiana, como el hecho de incorporarse de una silla. A estos parámetros corresponde, asimismo, una puntuación que nos permitirá la evaluación de resultados finales. Vamos a referirnos, ahora, a porcentajes y números absolutos indicativos del estado de nuestros pacientes antes de recibir la endoprótesis de rodilla.

Todos los pacientes presentaban restricción para caminar. El 6% eran capaces de pasear más de 3 km. El grupo más numeroso (46%) corresponde a los pacientes incapaces de desplazarse más de 1 km., sin presentar problemas. El resto no alcanzaba esta distancia (tabla 18).

Limitación de la marcha	Mas de 3 km.	3 km.	1 km.	500 m.	100 m.	Caminan sin restricciones
Número de casos	3	10	23	6	8	0

TABLA 18.- Capacidad para la marcha

Respecto a la necesidad de portar bastones o muletas, el 16%, no precisaban ninguna ayuda. El 44% utilizaban 1 sólo bastón, frente al 32% que necesitaban 2. El 8% de los pacientes requerían en sus desplazamientos el concurso de una silla de ruedas (Tabla 19).

Tipo de ayudas	Silla de ruedas	2 bastones ó muletas	1 bastón ó muleta	Ninguna ayuda
Número de casos	4	16	22	8

TABLA 19.- Necesidad de ayudas

Por último, debemos referirnos a la posibilidad de realización de algunos actos cotidianos, exponentes del grado de incapacidad. En este sentido el 22% de los pacientes precisaban ayuda para incorporarse en un sillón. Aproximadamente el 18% no podían bañarse sin la colaboración de otra persona.

g. Tipos de prótesis.

Desde nuestra primera implantación protésica en el año 1972, que se inició con el modelo de Shiers, hasta el momento en que la propia experiencia nos ha permitido un criterio consecuente, nuestro proceder, aún con moderación, ha seguido las pautas marcadas por este tipo de cirugía.

El grupo de prótesis, objeto de esta revisión, se distribuyen así:

Bisagra o charnela	Shiers		3	
	St. Georg intracondilar		20	11 metal-plástico 9 metal-metal
Desliza- miento	Tipo modular	St. Georg en "patín"	15	8 implantación unicondilar 7 implantación bicondílea
		Charnley	1	
	Tipo geomé- trico	Insall y Ranawat	13	6 Duopatela 7 TCP
		Freeman	2	
Femoro- patelar	Sustitución femoral y patelar	Lubinus	1	
Total			55	(Sustitución total)
			1	(femoropatelar)

TABLA 20.- Tipos de prótesis

B. METODO

a. Estudio diagnóstico.

Nuestra impresión diagnóstica la obtenemos, fundamentalmente, de la exploración física y del estudio radiológico. Otros datos de exploración suelen ser precisos en base a perfilar tanto el diagnóstico como el estado general del paciente. El método seguido por nosotros en la exploración del enfermo quedó re-

flejado en el capítulo correspondiente, remitiéndonos al mismo. Nuestra sistemática incluye la obtención de una serie de datos concretos que referidos a un índice de rodilla nos permite la evaluación de resultados y el estudio comparativo.

El análisis radiológico comprende además de las proyecciones standard de la rodilla afecta, las mismas impresiones de las articulaciones supra y subyacentes y de la rodilla contralateral. Asimismo, es necesario completar este estudio con una proyección axial en 30° y 60° para conocer más detalles de la articulación femoropatelar. Las radiografías funcionales en carga constituyen, por último, una necesidad, evidenciándonos las repercusiones estáticas.

b. Medidas quirúrgicas.

Algunos de nuestros pacientes han sido intervenidos en quirófano de flujo laminar vertical (Charnley). La mayoría de los operados lo fueron en quirófano convencional. Hemos extremado siempre, para esta cirugía, las medidas profilácticas con vistas a prevenir la infección. Utilizamos un quirófano dedicado casi exclusivamente a sustituciones articulares o en su defecto a cirugía mayor programada, que no ofrezca riesgo de contaminación. El tiempo de esterilización del medio nunca es inferior a 12 horas. El revestimiento del campo quirúrgico lo realizamos exhaustivamente, reforzando el aislamiento. Usamos bata larga con peto posterior. Siempre doble par de guantes. Durante la intervención el campo operatorio es irrigado insistentemente con soluciones antisépticas. Últimamente utilizamos Betadine al 1/1000. Aunque la primera parte de la operación tiene lugar con isquemia, procuramos una hemostasia cuidadosa en el transcurso de la misma. Esta se completa al retirar el torniquete, en el momento de la cementación. Dejamos dos drenajes de aspiración articulares y uno subcutáneo.

Estas medidas, que pueden resultar habituales en cualquier ambiente, nosotros las aplicamos desde el momento que implantamos nuestra primera prótesis de rodilla, formando parte en cierto modo, de la técnica que aprendimos en el Hospital de St. Georg. Observamos que hoy se llevan a cabo con el mismo rigor, en la Endoklinik de Hamburgo, dedicada exclusivamente a cirugía endoprotésica. Nosotros hemos seguido fielmente esta pauta. Ello y quizás nuestra buena estrella han permitido que nuestro índice de infección sea, hasta el momento, prácticamente nulo.

Aunque, últimamente, hemos iniciado un método de prevención antitrombótica en la cirugía de sustituciones articulares, con carácter general, no hemos hecho profilaxis de este tipo en el grupo de pacientes que integran este estudio. En algunos casos, aislados, utilizamos antiagregantes plaquetarios. Algún enfermo, aisladamente, ha recibido profilaxis heparínica. Pero cualquier pauta de este tipo no ha adquirido en nuestra práctica rango de sistematización. Siempre usamos antibioterapia que iniciamos en el acto quirúrgico y muy recientemente 10 ó 24 horas antes de la intervención.

c. Técnica quirúrgica.

Se ha explicado, anteriormente, las motivaciones que justifican nuestro proceder quirúrgico. Los métodos de artroplastia de rodilla usados por nosotros quedan incluidos entre los descritos en el capítulo de técnicas fundamentales. Procuramos seguir fielmente la técnica original en sus pasos fundamentales, tal como en su momento aprendimos de sus propios autores. No obstante, en la práctica quirúrgica, se derivan hábitos y matices que confieren, inevitablemente, cierto personalismo al método en la forma que seguidamente reflejamos.

1. Artroplastia total condilar.

Es la técnica actualmente más usual para nosotros. Su utilidad en una gama muy amplia de la patología articular y su carácter relativamente fisiológico, nos ha inducido a prodigar su indicación.

La operación la efectuamos con torniquete neumático. Enfermo en decúbito supino con la rodilla en flexión de 90°. (Fig. 148).



Figura 148.- Rodilla en flexión de 90°, con la pierna libre.

Incisión parapatelar medial que se inicia en el intersticio del vasto interno y recto anterior terminando en la tuberosidad de la tibia. (Fig. 149). La inserción del tendón es respetada, pero en casos de porosis en que temamos un desgarro accidental o cuando precisemos una exposición mayor, resulta preferible despegar con un escoplo una lámina ósea que incluye la tuberosidad y que finalmente se repone con un tornillo de esponjosa. (Fig. 150). Queda expuesta la porción condilar del fémur y superficie superior de la tibia, respetando los ligamentos laterales (Fig. 151).



Figura 149.- Incisión parapatelar medial con base en la tuberosidad tibial.



Figura 150.- Despegamiento de la tuberosidad.



Figura 151.- Exposición de la porción condilar del fémur.

En aquellas ocasiones donde se haga necesario la liberación de partes blandas (según expusimos en la técnica original) la efectuamos en este momento, en orden al grado y tipo de deformidad.

Se inicia el tiempo femoral con la perforación de un orificio en la región intercondilar en dirección del eje femoral. Podemos utilizar para este menester una broca o un simple punzón. (Fig. 152).



Figura 152.- Perforación de un orificio en la región intracondilar.

Este taladro permite la introducción del eje de la guía femoral. (Fig. 153). Siguiendo el canal medular.

Dicha guía queda perpendicular al eje del fémur y orientada respecto a la tibia a través de un marcaje inferior. (Fig. 154).



Figura 153.- El orificio queda enfrente del canal medular



Figura 154.- Introducción de la guía femoral.

El nivel de la mirilla nos indica la cantidad de hueso que debe ser retirado de la cara anterior de los cóndilos femorales, que realizamos sirviéndonos de una sierra oscilante. (Fig. 155).



Figura 155.- Resección de la porción patelar del fémur.

La guía presenta unas marcas en su cara superior orientadas de la línea de osteotomía inferior, en función de que se trate de la rodilla derecha o izquierda. (Fig. 156).

Los cóndilos posteriores son extirpados en la medida que sobresalen de la parte inferior de la guía. (Fig. 157).

Esta maniobra se remata con la guía retirada. (Fig. 158).

Por el mismo orificio dejado por la guía introducimos ahora la plantilla. Esta presenta una cubeta fija y una cuña móvil en función del varo o valgo. (Fig. 159).



Figura 156.- Orientación de la gufa.



Figura 157.- Extracción de la porción posterior de los cóndilos.

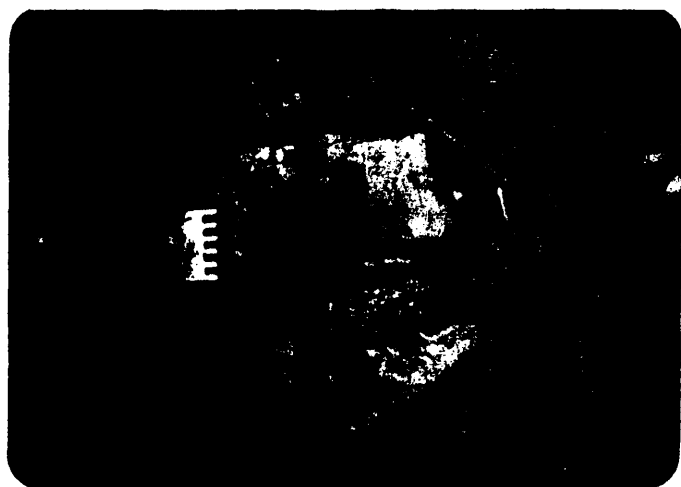


Figura 158.- La osteotomía se remata con esclopo.



Figura 159.- Plantilla femoral con cuña móvil varo-vaigo.

Paralelo a este cuña se reseca la porción distal de los cóndilos (Fig. 160).

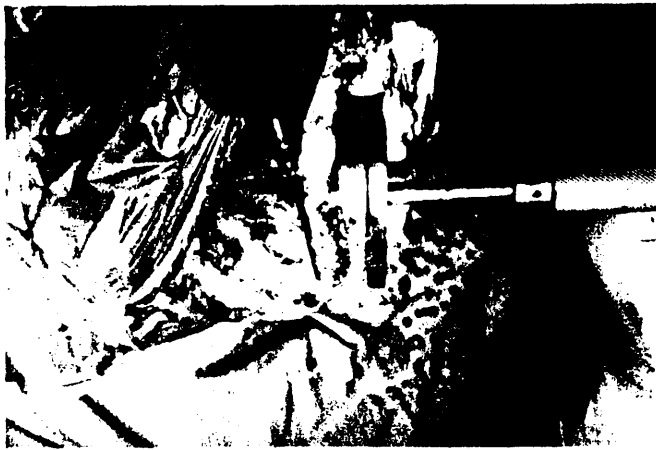


Figura 160.- Resección de la porción distal de los cóndilos.



Figura 161.- Aspecto final del lecho femoral.

Con una lima se rematan los bordes de la osteotomía, labrando dos muescas inferiores hasta quedar preparado el lecho femoral. (Fig. 161).

Se encaja el componente femoral de prueba cuya orientación debe satisfacernos. (Fig. 162).



Figura 162.- Componente femoral de prueba.

Pasamos ahora al tiempo tibial. Utilizamos una guía con un vástago que orientamos paralelamente al eje de la pierna. Paralelos a su plataforma superior se traza una osteotomía con la sierra oscilante. (Fig. 163). Se puede retirar la guía y terminar, con escoplo, de extirpar una lámina ósea que incluye las espinas tibiales, procurando no pasar el tejido subcondral de la



Figura 163.- Paralelo a la quíta tibial se inicia la osteotomía de la tibia.

meseta (Fig. 164). La figura 165 nos muestra el aspecto que ofrece la tibia tras la osteotomía.

Extendemos la pierna y verificamos el espacio con el distanciador (Fig. 166) efectuando tracción.

Nuevamente la rodilla es flexionada y en la porción superior de la tibia tallamos un cajetín. (Fig. 167). Ello nos permite la introducción del vástago del componente tibial. (Fig. 168).



Figura 164.- Se completa la osteotomía a escoplo.



Figura 165.- La superficie de la tibia debe quedar perfectamente horizontalizada en un plano perpendicular al eje del hueso.

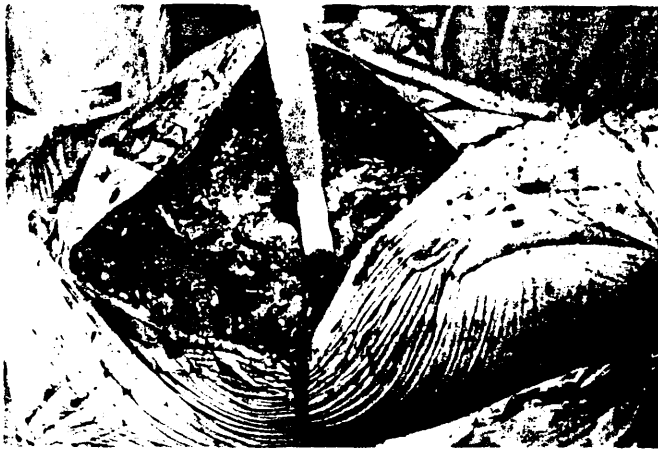


Figura 166.- Uso del distanciador con la rodilla extendida.



Figura 167.- Labrado de un cajetín para el tallo de la prótesis.



Figura 168.- Colocación del componente tibial.

Finaliza este tiempo con la prueba de ambos componentes protésicos cuyo resultado hay que verificar en flexión y extensión (Fig. 169).

Ahora se quita una lámina de la superficie articular de la rótula, cuyos bordes son previamente liberados. (Fig. 170). De la misma manera es probado el componente patelar cuya adaptación debe ser correcta. (Fig. 171).

Satisfechos del resultado se retira el torniquete, procediendo a la hemostasia. Nosotros somos partidarios de llevar esto a cabo antes de la cementación, primero porque los acci-



Figura 169.- Prótesis de prueba.

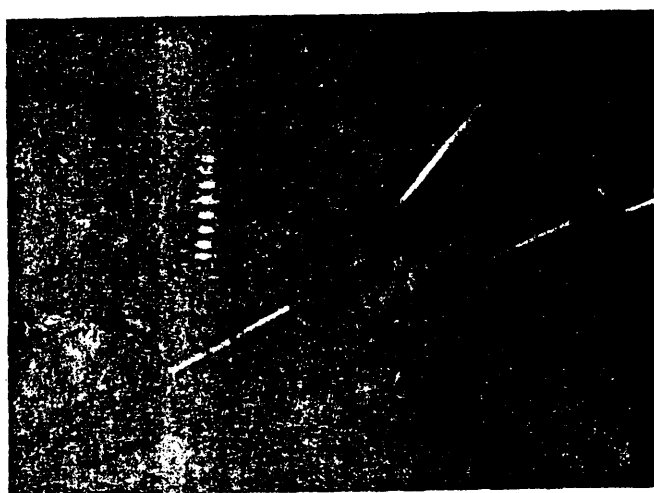


Figura 170.- Preparación del lecho de la rótula.



Figura 171.- Prueba del componente patelar.

dentes y riesgos derivados del cemento son menores ahora (ver capítulo de complicaciones), y después porque la hemostasia es más fácil y más rigurosa con los componentes protésicos no situados.

Preparamos el cemento (Fig. 172) y fijación de la prótesis definitiva cuyo aspecto muestra la figura 173.

Se dejan dos redones intraarticulares y uno en el espacio aponeurótico. Tras cerrar los planos de la herida la operación finaliza colocando un vendaje de Robert Jones. (Fig. 174).

Las medidas postoperatorias y pauta de rehabilitación las describimos finalmente.



Figura 172.- Preparación del cemento



Figura 173.- Aspecto de la prótesis definitiva.



Figura 174.- Vendaje, almohadillado y drenajes de aspiración.

2. Artroplastia modular en "patín" de St. Georg.

Esta técnica la reservamos actualmente para los casos en que fracasados o improcedentes otros métodos de cirugía, indicamos la artroplastia de rodilla, en articulaciones poco deterioradas y con el compartimento anterior conservado. La posibilidad de implantación uni o bicondílea nos permite su uso a nivel unicompartimental, cuando la patología articular se halle especialmente circunscrita. Así ocurre en algunos casos de gonartrosis. Esta alternativa acapara la mayoría de las indicaciones que actualmente hacemos de esta técnica, que permite además, la corrección de pequeños grados de varo o valgo.

Las características de este modelo fueron ya comentadas. Solo basta recordar que el buen resultado de esta prótesis se halla condicionado a la eficiencia de los ligamentos naturales.

Mostramos los pasos más esenciales de la técnica quirúrgica de una implantación bicondílea.

Enfermo en decúbito supino, con los miembros inferiores apoyados en sendas perneras que se separan para permitir que un ayudante ocupe el espacio intermedio.

La operación se realiza con torniquete neumático. Inicialmente practicábamos dos incisiones parapatelares. El abordaje era sencillo y la posibilidad de hacer sinovectomía resultaba más completa. Además, este era el hábito que aprendimos en St. Georg y nos parecía lógico seguir fielmente la técnica original en todos sus pasos. Advertimos, no obstante, que este proceder suponía un notable handicap en el momento de la recuperación posterior. Por ello, elegimos una sola vía parapatelar interna, amplia y con su borde inferior próximo a la tuberosidad tibial, respetando la inserción del tendón rotuliano. El borde superior secciona en parte las fibras del vasto interno. (Fig. 175). Posteriormente hemos comprobado que la escuela



Figura 175.- Incisión parapatelar medial.

St. Georg modificó su criterio inicial y practica una sola vía interna.

Todavía con la rodilla extendida y dentro ya de la articulación se practica sinovectomía cuando estimamos conveniente, como sistemáticamente procede en artritis reumatoidea. (Fig. 176).



Figura 176.- Sinovectomía

Seguidamente se luxa externamente la rótula y flexiona la rodilla apreciando el grado de afectación articular (Fig. 177).

En esta posición se extirpan ambos meniscos completando la sinovectomía (Fig. 178). Los ligamentos son siempre escrupulosamente respetados.



Figura 177.- Exposición de la porción femoral condílea.



Figura 178.- Menisosectomía.

El tiempo femoral se inicia extirpando con un escoplo el cartílago (o sus restos) de la superficie de rodadura del cóndilo (Fig. 179).

Se procede en la misma forma con el otro cóndilo. (Fig. 180).

La porción posterior de ambos cóndilos es resecada utilizando escoplo. (Fig. 181).

Una medida plantilla nos indica si el lecho preparado es apto para recibir la prótesis al tiempo de marcarnos el punto de taladro para empotrar los vástagos protésicos. (Fig. 182).



Figura 179.- Extirpación del cartílago deteriorado en la zona de apoyo del cóndilo femoral.



Figura 180.- Igual proceder en cóndilo externo.



Figura 181.- Extirpación a escoplo de la porción posterior condílea.



Figura 182.- Medidor plantilla.

Las perforaciones se llevan a efecto con una fresa. (Fig. 183).



Figura 183.- Labrado del lecho para los vástagos de la prótesis femoral.

Ahora probamos el componente femoral metálico. (Fig.184).

El patín, metálico, debe quedar correctamente orientado en el sentido natural de los cóndilos, además de permitir una perfecta adaptación (Fig. 185).



Figura 184.- Prueba del componente femoral metálico
(Detalle de una implantación unicondílea).



Figura 185.- El patín debe quedar correctamente
adaptado y orientado.

Pasamos al tiempo tibial, practicando un corte vertical paralelo a las espinas, que son escrupulosamente respetadas. (Fig. 186).



Figura 186.- Preparación de lecho tibial. Se inicia con un corte paralelo a las espinas tibiales.

Se completa la osteotomía en un corte perpendicular al eje de la tibia, que permite la extirpación de una delgada lámina ósea, únicamente suficiente para horizontalizar la superficie superior de la tibia. (Fig. 187).

Probamos ahora el componente tibial de polietileno que lleva un anclaje perforado. (Fig. 188).

Satisfechos del resultado se procede a retirar la isquemia y practicas rigurosa hemostasia. (Fig. 189).

Por último ambos componentes son cementados. En primer lugar se fijan los patines en un mismo tiempo con la rodilla en flexión. Después, las plataformas de polietileno son cementadas situándolas en la misma posición. Seguidamente se extiende de la rodilla a fin de conseguir la implantación por parte de



Figura 187.- Extirpación de la lámina ósea.



Figura 188.- Prueba del componente de polietileno.



Figura 189.- Tiempo de hemostasia tras retirar la isquemia.

los cóndilos. En este tiempo, es conveniente introducir un par de gasitas en la parte posterior, para evitar que el cemento penetre en dicho compartimento. Las gasas son retiradas antes de que frague el cemento. En otro caso se correría el riesgo de quedar atrapadas.

Posteriormente hemos de cerciorarnos de que ninguna esquirla de cemento obstaculice el normal juego de la prótesis. Si el cemento hace prominencia, es extirpado con gubia o escopleo en la forma habitual.

Antes de cerrar la herida hemos de verificar el contacto simétrico de ambos patines con sus correspondientes superficies de deslizamiento. (Fig. 190).

La herida operatoria es suturada siguiendo los planos anatómicos, dejando siempre 2 ó 3 drenajes de succión. (Fig. 191).



Figura 190.- Aspecto final de la prótesis cementada.



Figura 191.- Cierre de la herida operatoria con drenajes de aspiración.

La operación finaliza con un vendaje compresivo que incluye todo el miembro desde la base de los dedos.

La pauta postoperatoria y comienzo de la rehabilitación, similar al de la técnica anterior, se describen de forma conjunta en el apartado correspondiente.

3. Artroplastia intercondílea Sr. Georg.

Este modelo de prótesis reúne algunas ventajas entre las de su género, que no impiden los inconvenientes propios de las bisagras desde un punto de vista biomecánico. De todo ello hemos hablado ya y también de las características de este implante. Vamos a referirnos ahora a algunos detalles de su técnica tal como la realizamos nosotros.

La prótesis intercondílea, en este momento, la creemos únicamente indicada en casos límite, reservándola para aquellas rodillas con graves deformidades o inestabilidades cuya corrección resulte dudosa conseguirla con alguna de las dos técnicas anteriores. También está justificado su uso en operaciones de rescate, ante fracasos de otros modelos igual o menos conservadores.

La colocación del enfermo tiene lugar, al igual que en la técnica anterior, en decúbito supino y con las piernas separadas.

La operación, que se realiza con isquemia, se inicia a través de una incisión medial, similar a la descrita anteriormente. Los pasos son superponibles hasta alcanzar la articulación, luxando lateralmente la rótula al tiempo de flexionar la rodilla, lo que permite una exposición amplia de la articulación. (Fig. 192).



Figura 192.- Exposición de la porción distal del fémur.

Los ligamentos cruzados son resecados. Ello nos permite, sirviéndonos de un gancho, levantar el fémur hacia arriba, tensando los ligamentos laterales que son extirpados igualmente. (Fig. 193).



Figura 193.- Extirpación de los ligamentos laterales.

A partir de aquí, con bisturí primero y despegador después, se libera de los tejidos blandos la porción distal del fémur. (Fig. 194).



Figura 194.- Liberación del extremo distal del fémur.

Conseguido este propósito, una plantilla rectangular es fijada al final del conducto medular en el centro de los cóndilos. (Fig. 195).

Estamos ahora en disposición de hacer la osteotomía con sierra oscilante siguiendo los límites de esta plantilla. De esta forma, se extirpa un fragmento óseo, que deja un cajetín suficiente para albergar la prótesis. (Fig. 196).

El lecho es ampliado utilizando una raspa. (Fig. 197).
Un instrumento especial nos sirve de prueba. (Fig. 198).



Figura 195.- Fijación de la plantilla femoral.



Figura 196.- Se extrae un cajetín óseo de la región intercondílea.



Figura 197.- Preparación del lecho femoral.

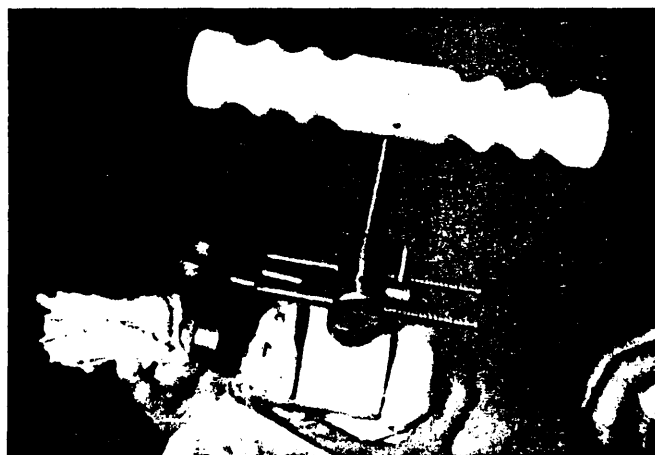


Figura 198.- Componente femoral de prueba.

Este instrumento porta una ventana lateral, que indica el punto correspondiente al eje de la prótesis. A través de es te orificio y mediante una fresa hueca se realiza un taladro, extrayendo un cilindro óseo. (Fig. 199).



Figura 199.- Taladro de un túnel para introducir el eje de la prótesis.

Concluido este tiempo la extremidad femoral es aislada con un paño. Un ayudante hace tracción de la pierna hacia adelante y se inicia el tiempo tibial, practicando con la sierra un corte vertical al eje de la tibia, que incluye las espigas y mesetas tibiales. (Fig. 200). La lámina que se retira es de 1 cm. aproximadamente. Unicamente suficiente para regularizar la tibia. (Fig. 201).

En el caso de que en la prueba final el miembro resulte alargado, puede aumentarse esta resección, a fin de que el aparato extensor no quede a tensión. Ello generaría una hiper presión rotuliana con las molestias consiguientes.



Figura 200.- Resección de la superficie superior de la tibia.



Figura 201.- Extirpación de una lámina ósea.

En el centro de la superficie osteotomizada de la tibia se introduce un punzón en el tejido esponjoso, a fin de labrar un espacio que posteriormente se agranda con una raspa. (Fig. 202). Se insiste en esta maniobra hasta que el componente de prueba quede alojado y ajustado en su lecho. (Fig. 203).



Figura 202.- Preparación del lecho tibial.

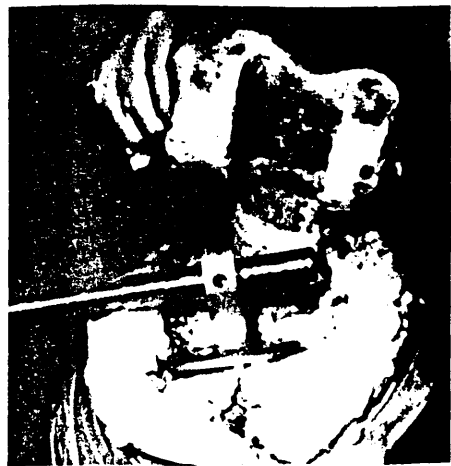


Figura 203.- El componente tibial es ajustado en su lecho.

Seguidamente se prueban ambos componentes articulados, cuidando de que el implante quede orientado con respecto al eje de la pierna. Para evitar errores conviene marcar una muesca en el centro de la prominencia anterior de la tibia que se hará coincidir en el momento de la cementación. (Fig. 204).

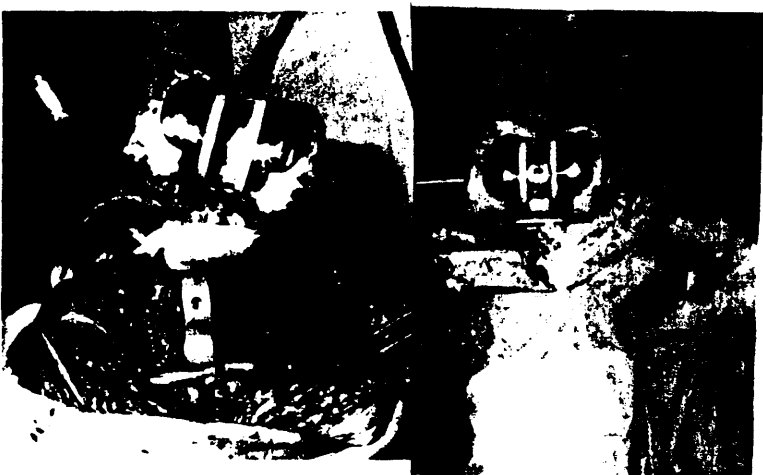


Figura 204.- Prueba de los componentes.

Ahora se afloja el manguito y procede a la hemostasia. (Fig. 205).

Se cementa primero el componente femoral, hembra, unido a los rodamientos de polietileno. La pieza tibial se cementa después, cuidando de encarar el macho a la muesca de referencia grabada en la tibia. De esta forma se evitarán defectos de orientación difíciles de subsanar.



Figura 205.- Hemostasia antes de la cementación.

El bulón de la prótesis es introducido por el orificio correspondiente. (Fig. 206).



Figura 206.- Prótesis cementada. Introducción del eje de la bisagra.

Este eje es fijado mediante un tornillo de seguridad, que lo solidariza al componente tibial. (Fig. 207).

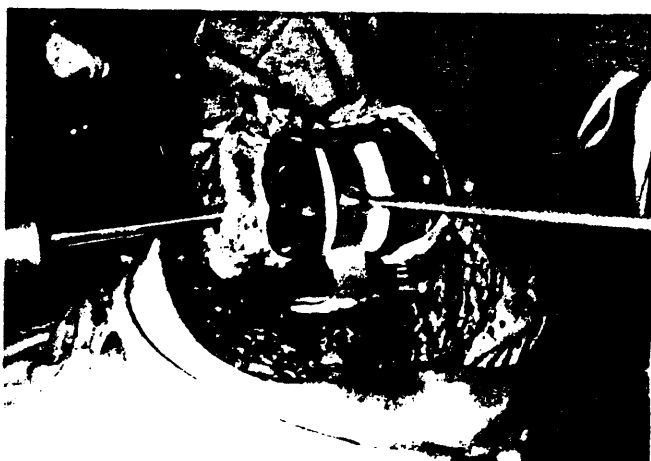


Figura 207.- El bulón es fijado con un tornillo de seguridad.

Finalmente, se repone el cilindro óseo y finaliza la operación protésica cuyo aspecto muestra la figura 208.



Figura 208.- Aspecto de la prótesis finalizada su implantación.

Dejamos dos drenajes articulares y un tercero subcutáneo. De forma habitual se procede al cierre de la herida quirúrgica, rematando la intervención, al igual que las otras técnicas, con un vendaje almohadillado desde la base de los dedos hasta la raíz del miembro.

4. Artroplastia femoropatelar.

Esta operación que, como sabemos, constituye generalmente un tiempo más en la sustitución total de la rodilla, puede practicarse aisladamente. Esto acontece en casos seleccionados de pacientes reumáticos con patología muy localizada a nivel del compartimento anterior. También en aquellas rodillas donde habiendo realizado la sustitución única de la articulación femorotibial, muestran, posteriormente, sintomatología femoropatelar, habiendo de realizar el reemplazamiento de esta articulación en un segundo tiempo.

Estos criterios, que ya fueron referidos, los recordamos aquí para interpretar mejor nuestro proceder quirúrgico. Queremos resaltar que, en nuestra opinión y habida cuenta de los diferentes métodos de cirugía, son raras las ocasiones en que se halla indicada la artroprótesis femorotuliana en base a la primera posibilidad.

Asimismo y considerando que el criterio actual de sustitución de la rodilla se refiere a artroplastia total, con carácter panarticular, los casos que requieran cirugía secundaria serán cada vez menores.

Nosotros, hemos practicado únicamente en dos ocasiones este tipo de intervención, en pacientes portadores de prótesis intercondilar de rodilla que manifestaron dolor severo a nivel de la rótula. Hemos utilizado la técnica de Lubinus por ser la

que conocemos con mayor detalle, tras nuestra visita a Kiel. El resultado ha sido bueno y a pesar de que cuando lo hemos comentado con Buchholz, este autor se ha mostrado disconforme con esta indicación, que él no cree necesaria, en nuestra experiencia ha constituido la única solución. La técnica de Lubinus fue descrita, esquemáticamente, al referirnos a este tipo de artroplastias. Mostramos ahora algunas imágenes del procedimiento tal como lo hemos practicado nosotros.

Técnica quirúrgica de Lubinus.- Enfermo en décubito supino con las piernas apoyadas en extensión. Incisión parapatelar media y abordaje de la articulación por la misma vía. (Fig. 209).



Figura 209.- Incisión parapatelar medial.

Puede escindirse el cuerpo de Hoffa con lo que además se consigue una mejor visualización. La rótula se luxa lateralmente, manteniendo la rodilla, entonces, en muy ligera flexión, para quedar expuesta la troclea femoral.

Utilizando una plantilla afín se refresca la superficie del fémur que corresponde a la patela. (Fig. 210). Seguidamente la rótula es evertida, mostrando su superficie articular, que se extirpa en bloque mediante una sierra oscilante. (Fig. 211). La cantidad de hueso retirada es aproximadamente $1/3$ del grosor de la rótula (Fig. 212). Previamente, se han pasado dos hilos en los polos proximal y distal del disco rotuliano, para mantener la orientación correcta mientras dura este tiempo de la intervención.



Figura 210.- Refrescamiento del lecho femoral.



Figura 211.- Extirpación de la superficie articular de la rótula.

Ahora, se ajusta una plantilla del tamaño del implante, que se contornea con sierra para labrar el lecho correspondiente. (Fig. 213). Esta plantilla presenta una ventana, a través de la cual se hace una muesca que corresponderá al tetón de anclaje del implante. (Fig. 214). La huella se remata con pinza gubia. (Fig. 215).



Figura 212.- Se retira una lámina de aproximadamente $\frac{1}{3}$ del grosor de la rótula.

A continuación se prueba la prótesis. (Fig. 216). En es te momento, es importante cuidar de la orientación, tensando los hilos de referencia. Si el implante no quedara debidamente centrado o faltar de alineación, indefectiblemente el resultado se vería malogrado.

Satisfechos de esta prueba se procede a la cementación. (Fig. 217). Finalmente, se retira el manguito y es practicada



Figura 213.- Labrado del lecho para el implante rotuliano.

hemostasia. En este caso, dada la escasa cantidad de cemento utilizado y la fácil accesibilidad del campo, que permite una correcta hemostasia, nosotros no tenemos inconveniente alguno en cementar la prótesis con el torniquete puesto.

Los pasos siguientes, así como la pauta seguida para la rehabilitación, no difieren esencialmente de las mantenidas en las otras técnicas de artroplastia y que globalmente son las siguientes:



Figura 214.- Muesca para el anclaje protésico.



Figura 215.- Se remata con pínza gubia.



Figura 216.- Prótesis de prueba.



Figura 217.- Aspecto de la prótesis al finalizar la operación.

d. Rehabilitación y cuidados postoperatorios.

El paciente ingresa 24 horas en reanimación, al cabo de las cuales vuelve a su planta de hospitalización. Los drenajes son retirados a las cuarenta y ocho horas de la intervención. La herida quirúrgica, de no existir una razón en contra, no la revisamos hasta el séptimo día.

Utilizamos una férula graduable, dinámica, que nos permite a partir del tercer día los cambios alternativos en el arco de la rodilla. Partiendo de la extensión (Fig. 218) se va aumentando gradualmente el grado de flexión de forma pasiva. Si la herida operatoria no aconseja lo contrario al llegar al décimo día procuramos fijar la férula en 90° (Fig. 219).

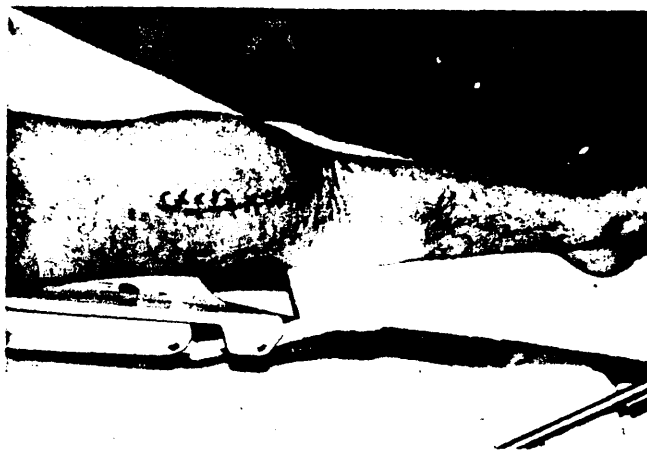


Figura 218.- Rehabilitación con férula dinámica.

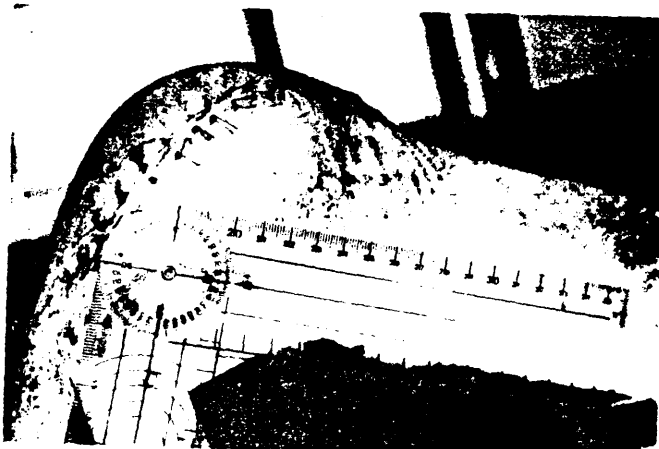


Figura 219.- Se procuran los 90° de flexión al 7º día.

Esta sistemática es combinada con la movilización del paciente que, 3 días después de ser intervenido, es sentado en la cama.

La rehabilitación activa se inicia al cuarto o quinto día y los ejercicios de contracción del cuádriceps de manera inmediata.

Los puntos de sutura son mantenidos durante 2 semanas, para evitar el riesgo de la dehiscencia de la herida como consecuencia de la rehabilitación precoz.

El apoyo es permitido a partir del décimo día del postoperatorio y éste se realiza inicialmente con bastones ingleses (Fig. 220). En pacientes obesos o con alguna dificultad para el manejo de los bastones se utiliza un andador.

Generalmente, el período de hospitalización se prolonga durante tres semanas tras la intervención. Al cabo de este tiempo hemos procurado que el enfermo consiga flexionar su rodilla 90° . En los casos en que esto no fue posible, con esta sistemática, hemos procedido a una movilización bajo anestesia al cumplir la cuarta semana.



Figura 220.- El apoyo se procura en la primera semana.

C. RESULTADOS

a. Sistema de valoración.

Estos son emitidos tras una evolución mínima de 1 año, plazo que consideramos suficiente para extraer conclusiones de algún tipo. Aunque algunas complicaciones, como las emanadas de la llamada "vejez" del cemento que puede generar aflojamientos, o las molestias femoropatelares, consecutivas al progresivo deterioro de esta articulación cuando no fue sustituida, pueden hacer su aparición en época posterior, creemos suficiente el tiempo establecido por nosotros para aportar datos útiles. No consideramos, por tanto, los resultados derivados de pacientes intervenidos en un tiempo inferior a los 12 meses, por haber comprobado que resultan fluctuantes y pueden inducir a error a la hora de emitir un juicio que, si no definitivo, al menos mantenga consistencia.

Para la valoración de nuestras rodillas protésicas aplicamos un índice de rodilla preconizado por el Departamento de Cirugía Ortopédica de la Universidad de Pennsylvania. Se consideran tres grupos de medición en base al dolor, la función y la exploración física, que reparten cada uno 1/3 aproximado del total de 100 puntos que corresponderían a una rodilla normal. Estas secciones se analizan parcial y globalmente, teniendo en cuenta las puntuaciones pre y postoperatorias. En la evaluación de los resultados, estimamos excelente aquel cuya suma alcance 90 puntos, bueno de 80 o más puntos, satisfactorio a partir de 70 puntos. Conceptuamos como mal resultado el obtenido por debajo de esta puntuación.

Con objeto de limitar al mínimo el margen de error derivado de la apreciación subjetiva, hemos matizado el valor de estos parámetros, reduciéndolos a una escala en la forma que refleja la tabla 21, que aplicamos actualmente.

INDICE DE RODILLA

<u>DOLOR</u>	<u>PUNTOS</u>
SIN DOLOR EN REPOSO (molestias=6; s.leve=4; d.mediano=2; d.intenso=0)	9
SIN DOLOR AL CAMINAR (m.esporádicas=24; m.constantes=18; d.leve=12; d.mediano=6; d.intenso=0)	27
SUBTOTAL	36
<u>FUNCIONALISMO</u>	
CAPAZ DE CAMINAR SIN RESTRIC. (>3 km.=10; 1 km.=8; 500 m.=4; 100 m.=2)	10
NO UTILIZA MULETA NI BASTON (1 bastón = 9; 2 bastones = 18)	18
SE INCORPORA DE UNA SILLA (con dificultad = 3; con ayuda = 0)	6
SUBTOTAL	34
<u>EXAMEN FISICO</u>	
EXTENSION COMPLETA (-10°=7; -20°=4; rigidez = 0)	9
FLEXION HATA 90° (80° = 7; 70° = 5; 60° = 3; rigidez = 0)	9
ESTABILIDAD EXTER/INTER.NORMAL (10° = 3; 20° = 1; >20° = 0)	5
ALINEAMIENTO PERFECTO (10° = 5; 20° = 3; 30° = 1; >30° = 0)	7
SUBTOTAL	30
<u>T O T A L</u>	100

La rodilla normal sumaría 100 puntos.

A cada subtotal hay que deducirle la puntuación que corresponde al déficit.

Se considera "excelente" un resultado que sume 90. "Bueno" por encima de 80. "Satisfactorio" será el resultado que arroje una puntuación de 70. Por debajo de esta puntuación se considera un resultado "malo".

TABLA 21.- Indice de rodilla aplicado en los pacientes tratados con artroplastia.

Todos los pacientes han sido revisados en fecha reciente a fin de conocer su estado actual. Ello nos ha permitido completar algún dato en los enfermos más antiguos, para ajustar los al mismo sistema de valoración. En aquellos casos en que, por imperativos de distancia, esta entrevista no fue posible, los pacientes contestaron a un cuestionario que pensamos contenía datos suficientemente precisos y objetivos. (Tabla 22).

En la evaluación de los resultados son considerados, además de la etiología de la enfermedad que motivó la operación, el tipo de implante con que fue resuelta esta. Hemos distinguido entre prótesis de deslizamiento o charnela en base a una concepción mecánica. No pormenorizamos el modelo porque tal consideración en este caso resultaría poco esclarecedora. No obstante, las conclusiones derivadas de esta peculiaridad serán discutidas posteriormente.

No son incluidos, en esta valoración, cuatro casos fallidos de bisagras que acabaron en artrodesis. Los mismos son analizados en el apartado de complicaciones.

Hemos excluido, finalmente, la artroplastia femoropatelar realizada en una paciente portadora de prótesis de charnela, por ser de una estimación diferente.

El resultado global, obtenido en las puntuaciones pre y postoperatorias en el conjunto de pacientes intervenidos con prótesis tanto de deslizamiento como de charnela, ha pasado de 47.6 puntos antes de la operación a 80,3 después de la misma. (Tabla 23).

Registramos, globalmente, los resultados con prótesis de deslizamiento. Estos fueron inferiores en gonartrosis a los obtenidos en artritis reumatoides, donde partiendo de una puntuación preoperatoria inferior consiguieron mejor índice tras recibir la prótesis. (Tabla 24).

PACIENTE

Marque una cruz en la casilla correspondiente

1.- ¿Padece dolor en reposo?	Si	No
En caso afirmativo,	Mediano	Leve
2.- ¿Padece dolor al caminar?	Si	No
3.- ¿Padece solamente molestias?	Si	No
En caso afirmativo,	Son constantes	Esporádicos
4.- ¿Camina sin restricciones?	Si	No
5.- ¿Se ayuda de bastón o muleta?	Si	No
En caso afirmativo,	1 solo bastón	2 bastones
6.- ¿Puede subir o bajar escaleras?	Si	No
7.- ¿Se incorpora sin ayuda de la silla?	Si	No
8.- ¿Extiende completamente la rodilla?	Si	No
9.- ¿Consigue flexionar 90 grados?	Si	No
En situaciones intermedias indique los grados aproximados	Grados ext.	Flex. 90° Grados flex.
	Ext. 180 n°	n°
10.- ¿Observa fallos al caminar? (en relación con rodilla operada)	Si	No
11.- ¿Encuentra estable su rodilla operada?	Si	No
12.- ¿Considera que este tipo de operación le ha proporcionado mayor bienestar en relación a su situación anterior?	Si	No
13.- ¿Realiza después de la operación su ocupación habitual?	Si	No
14.- ¿Realiza algún tipo de labor o trabajo?		
Especifique cuál:		
15.- ¿Se encuentra en general satisfecho del resultado?	Si	No
16.- ¿Padece afecciones de la otra rodilla u otras articulaciones que considera condicionan o empeoran el resultado de la rodilla operada?	Si	No
17.- ¿Desea hacer alguna puntualización u observación al respecto?		

TABLA 22.- Cuestionario contestado por los pacientes portadores de prótesis de rodilla.

TABLA 23 PROTESIS DE RODILLA

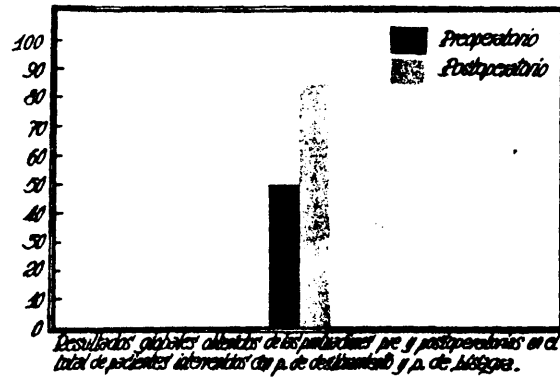
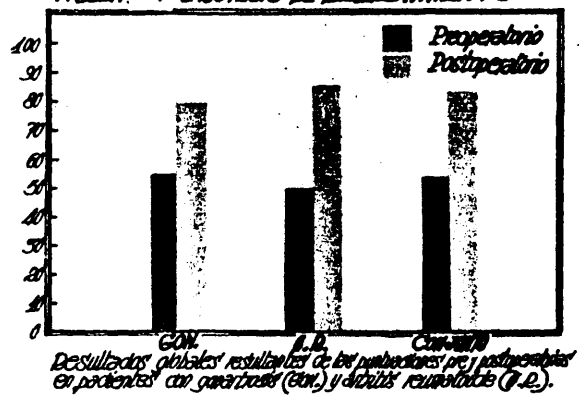
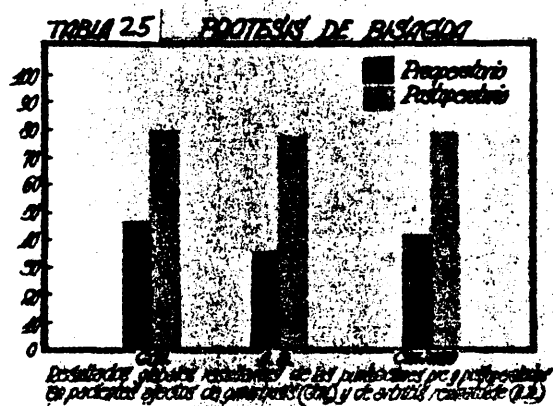


TABLA 24 PROTESIS DE DESLIZAMIENTO

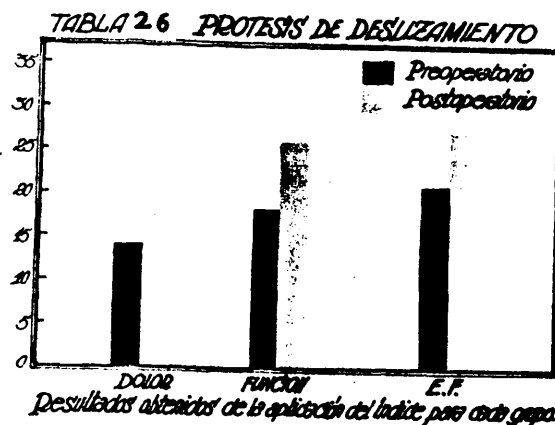


Respecto a los implantes en bisagra, los resultados finales han resultado, comparativamente, algo más bajos. La puntuación global fue de 79, habiendo, no obstante, que resaltar aquí como la situación preoperatoria era muy precaria, especialmente en los pacientes afectados de artritis reumatoidea, lo que en parte nos justifica el hecho de haber indicado este tipo de implante (Tabla 25).



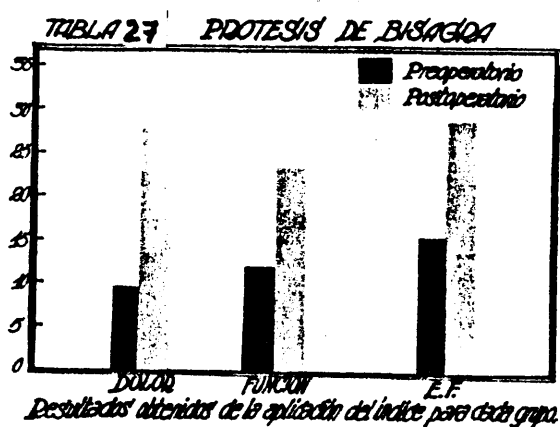
Hemos valorado las puntuaciones parciales, sobre el máximo para cada grupo. Respecto a la artroplastía de deslizamiento ha sido el dolor quien ha experimentado mayor mejoría al subir de 14 a 27,5 puntos, constatando menor beneficio en los parámetros incluidos en la sección correspondiente a la exploración física que, no obstante, ascendió ligeramente (de 20,8 pasó a 26,6).

La función obtuvo resultados intermedios. La escala de puntuación, en las valoraciones parciales, va de 0 a 36, máximo posible en el grupo correspondiente al dolor, al mas alto de los tres (Tabla 26).



Por último, se tienen en cuenta los resultados parciales con prótesis de bisagra. Aquí, la mejoría del dolor resultó francamente notoria, al multiplicar por tres su puntuación inicial. La exploración física (E.F.) alcanzó aquí cotas muy altas después de la intervención, fácilmente explicable si tenemos en cuenta que este grupo de prótesis corrigen automáticamente tanto la deformación como la estabilidad (Tabla 27).

En resumen, considerando los porcentajes y con arreglo a nuestro sistema de puntuación, los resultados obtenidos quedan reflejados en la Tabla 28.



TIPOS DE PROTESIS	RESULTADOS
DESLIZAMIENTO	22% Excelentes
	44% Buenos
	18,5% Satisfactorios
	14,8% Malos
BISAGRA	30,7% Excelente
	15,3% Buenos
	38,4% Satisfactorios
	15,3% Malos

TABLA 28.- Resultados en porcentajes.

Hay que destacar que las cifras referentes a las prótesis de bisagra son relativas, puesto que no reflejan la realidad del total de implantes colocados. Cuatro pacientes intervenidos con prótesis intercondilar St. Georg, metal-plástico, sufrieron rotura del componente de polietileno, siendo recambiada la prótesis por el mismo modelo, con etiqueta posterior, en metal-metal. Las valoraciones se han hecho, en estos casos, considerando la situación de partida del paciente y el estado final después de recibir la segunda prótesis. En este caso, se sobreesee el fracaso del primer implante.

Estas cuatro artroplastias sumadas a los de otras cuatro rodillas que acabaron en artrodesis, suponen 1/3 de nuestros enfermos operados con prótesis constreñidas. Cabe suponer para los casos rescatados, dada la naturaleza del fallo, la forma en que se ha solucionado y el estado de los pacientes antes de acontecer el mismo y que en los cuatro casos era parangonable con la situación final, que la razón primaria del fracaso la ha motivado un error mecánico. No obstante, esta es la objetividad de los hechos y la realidad de las cifras, si pretendemos que las mismas constituyan base de partida para establecer unas conclusiones. Sobre esta cuestión, lógicamente, habremos de insistir en el momento de la discusión.

b. Operaciones complementarias.

Hemos tenido que practicar, en un segundo tiempo, la sustitución de la articulación femoropatelar en una paciente a quien, previamente, se le había implantado una prótesis intercondilar. La persistencia e intensidad del dolor retropatellar motivó la artroplastia secundaria de esta articulación, con técnica de Lubinus. El resultado fue francamente satisfactorio. De dolor severo y persistente que precisaba terapia analgésica se pasó al grado de molestias suaves y esporádicas. El arco de movilidad existente tras la primera intervención (175°-80°) no se modificó con la segunda operación. (Ver Casuística; caso nº 36).

En el primer paciente que intervenimos con prótesis bicondílea St. Georg (modelo antiguo), por doble vía, se produjo una adherencia parcial del aparato extensor con molestias patelares que nos indujeron a quitar la rótula. La movilidad no mejoró y la rodilla hizo un valgo de 15 grados. (caso nº 9).

En otro orden de cosas, hemos procedido a la movilización bajo anestesia de la rodilla en dos ocasiones. En ambos

casos, transcurridas cuatro semanas de la operación, el grado de flexión no excedía los 45°. Con esta pauta se consiguieron, con carácter definitivo, 90 y 80 grados respectivamente. Se trataba de dos pacientes difíciles, con un coeficiente intelectual bajo. Creemos que nuestra sistemática de rehabilitación precoz, aplicada con insistencia, que excede el tiempo de la visita habitual, es generalmente suficiente y no precisa de otro tipo de maniobras que entrañan riesgo y pueden dar lugar a complicaciones secundarias.

c. Errores técnicos.

En este apartado hemos de contabilizar 2 colocaciones defectuosas del plato tibial, surgidas en prótesis de St. Georg del modelo "patín". Corresponden a los casos núms. 3 y 4 de la casuística. Figuras 6C y 8C. Quedó un varo residual, con un resultado final variable que sólo fue etiquetado de malo en un caso. En una rodilla intercondilar, no fue colocado el tornillo de seguridad, quedando una inestabilidad del bulón que tras cuatro años de evolución solo ha dado lugar a un pequeño ruido de golpeteo que la enferma percibe en ocasiones. (Caso nº 29).

En otra prótesis de Shiers el componente tibial quedó mal orientado. El resultado fue un fracaso, habiendo de retirar la prótesis, no pudiendo adquirir certeza de si ello fue enteramente motivado por esta causa. (Caso nº 23).

d. Complicaciones.

Estas se reflejan en la tabla 29.

COMPLICACIONES	CAUSA	Nº de casos	MODELO DE PROTESIS	FORMA DE SOLUCION
Intraoperatorias	Rotura del cóndilo femoral	2	Intercondilar St.Georg metal-plástico (bisagra)	Tornillo de síntesis
Postoperatorias	Hematomas	2	Intercondilar St.Georg metal-plástico 1 Freeman (deslizamiento) 1	Evacuación
	Dehiscencia de la herida quirúrgica	1	T.C.P. (deslizamiento)	Cierre secundario
	Paresia del c.p.e.	1	Intercondilar St.Georg metal-metal (bisagra)	Espontáneo
Tardías	Rotura protésica asociada con fractura de fémur	4	Intercondilar St.Georg metal-plástico (bisagra)	Recambio 1 Anquilosis (ortesis) 1 Artrodesis 2
	Rotura protésica simple	4	Intercondilar St.Georg metal-plástico (bisagra) - 3 Patin de St.Georg (com ponente tibial) - 1	Recambio protésico 4
	Movilización protésica asociada con fractura de tibia	1	Shiers	Artrodesis
	Intolerancia protésica. Infección secundaria	1	Shiers	Artrodesis

TABLA 29.- Complicaciones y forma en que fueron resueltas.

Como complicaciones intraoperatorias hemos registrado dos roturas del cóndilo femoral al intentar insertar el componente femoral de una prótesis intercondilar de St. Georg del modelo primitivo en metal-plástico. Aquel componente, fabricado en polietileno, presentaba gran tamaño, quizás con la intención de suplir su propia fragilidad, prontamente evidenciada. Esta circunstancia, condicionaba, que el labrado del lecho fuera laborioso, quedando el grosor de la extremidad femoral notablemente disminuido. Quizás esto y el hecho de constituir aquellas operaciones una novedad todavía, tratándose de los primeros casos, motivó este accidente. La solución fue simple, al sintetizar el fragmento con un simple tornillo, que además quedaba incluido en la esfera del cemento. La rehabilitación se inició de forma habitual siendo únicamente retrasada la carga del miembro. (Casos 26 y 27).

Dos hematomas surgidos en el curso postoperatorio no revistieron interés y fueron resueltos de forma habitual mediante evacuación. Se intensificó entonces el tratamiento antibiótico.

En otra rodilla, apareció una dehiscencia de la herida que afectaba a un tercio de la misma. Preferimos el cierre secundario, practicando curas retardadas. La rehabilitación, exceptuando 3 ó 4 primeros días, continuó normalmente.

Una paciente que presentaba un valgo de 40°, presentó una paresia del c.p.e. Sin duda, en relación con la corrección de la deformidad. La recuperación sobrevino espontáneamente y de forma completa, a los 4 meses. En este tiempo fue necesario un zapato ortopédico con muelle de recuperación. (Caso nº 35).

Mucha más trascendencia han revestido las complicaciones surgidas posteriormente y que denominamos tardías. Casi todas acaecieron en pacientes portadores de la rodilla intercon-

dilar St. Georg, en su versión primitiva con el componente femoral diseñado en polietileno. Este material, no ha podido asumir esta función mecánica por falta de solidez. La rotura sobrevino, sin excepción, tras un movimiento banal, sin traumatismo previo. Este accidente se ha presentado en el 80% de los pacientes intervenidos con aquel desdichado implante. En 4 casos la rotura protésica se acompañó con fractura de fémur. Esta, adquiriría carácter de gran conminución en 2 ocasiones. Uno de estos casos fue resuelto mediante el recambio con una prótesis especial con sustitución condílea que incluía la articulación femoropatelar. Este implante, de enorme tamaño, resultó de una eficacia sorprendente. La paciente afecta de poliartritis progresiva con afectación grave de otras articulaciones maneja esa rodilla con soltura y no tiene molestias de interés a este nivel después de cinco años de la intervención. Este caso es presentado con toda la casuística con el n° 34. Otra paciente, con un fallo de las mismas características ha rechazado esta operación y tras una inmovilización momentánea prescribimos un aparato ortopédico bitutor, con el que consigue realizar desplazamientos cortos en situación de semianquilosis. (caso n° 30).

En los dos casos restantes se ha practicado una artrodesis. Esta se consiguió, una vez, con un clavo de Küntcher largo mediante técnica de Yubara (caso n° 25). En el segundo paciente, se verificó una síntesis con placa de A.O. Esta resultó insuficiente y se rompió requiriendo una segunda síntesis con dos placas (caso n° 27).

Otros tres pacientes, que habían recibido la misma prótesis, presentaron rotura del componente femoral a nivel de la horquilla condílea. En todos ellos, fue posible el recambio de este componente por otro de metal con superficies de deslizamiento en polietileno. Esta operación resultó harto laboriosa, por la dificultad que entraña extraer la porción distal del componente plástico así como los restos de cemento. Todos los pacientes consiguieron, no obstante, alcanzar una situación de

confort con esta intervención, que cuando es factible, ofrece todas las ventajas frente a la artrodesis. En todos los casos el componente tibial primitivo fue respetado y ajustado a la nueva pieza femoral. (casos núms. 24, 32 y 33).

Una enferma portadora de una prótesis unicondilea St. Georg, sufrió la rotura del componente tibial de polietileno. Ha sido recientemente operada mediante un recambio con TCP. (caso nº 7).

Una prótesis de Shiers hubo de ser retirada dos años después por dolor e inflamación articular. Aparentemente se trataba de una infección secundaria. Se practicó intento fallido de artrodesis, por rotura de la placa de síntesis. La reartrodesis, con otra placa de mayor solidez, (A.O.) consiguió su objetivo. (caso nº 22).

Por último, otra artroplastia de Shiers indicada en una artroplastia tabética, falló al movilizarse la prótesis rompiendo la cortical de la tibia. El implante fue retirado y practicada la artrodesis con una larga placa de síntesis que dió buen resultado. (caso nº 23).

Todos estos pacientes son mostrados dentro de nuestra casuística.

e. Fracasos.

De forma genérica, consideramos fracasos las atribuibles a pacientes donde el fallo de la artroplastia no pudo ser resuelto sino a través de la artrodesis, situación que reviste carácter definitivo.

Incluimos también, en este grupo, la complicación por rotura protésica con fractura conminuta del fémur, que solo ha conseguido un grado de anquilosis.

Todos estos casos han sido mencionados en las complicaciones, entresacándolos de las mismas a propósito de la secuela que supone la artrodesis, que ha imposibilitado su inclusión dentro de nuestro índice de valoración.

Los datos más sobresalientes de este grupo se resumen en la tabla 30.

Estos fracasos, acaecidos en su totalidad en prótesis de bisagra, evidencian la mayor gravedad de complicaciones serias para este tipo de implantes. El índice de artrodesis ha sido del 17,3 para nuestras charnelas, cifra evidentemente alta. En su descarga, cabe únicamente decir, que el fallo como consecuencia de la rotura del componente plástico ha sido el protagonista. Este implante, lógicamente, ha sido abandonado y esta complicación no la hemos detectado con la versión metal-metal del mismo modelo.

Por último, algunas de las indicaciones de artrodesis, que se hicieron por nuestra parte, en la primera etapa de esta cirugía, hoy habríamos intentado sustituirlas por el recambio protésico. Esta operación si bien resulta laboriosa ha sido la que mejores resultados nos ha proporcionado, por el momento. La artrodesis ha requerido, en dos ocasiones, una segunda operación al fracasar el primer intento y aún así, cuando esta se consiguió, ha sido en circunstancias poco ideales y en pacientes con afectación poliarticular, que han pasado un pequeño calvario para conseguir, finalmente, una artrodesis con un grado considerable de acortamiento.

CAUSA	Nº de casos	MODELO DE PROTESIS	TIPO DE ARTRODESIS	ANQUILOSIS	SECUELA ANADIDA
Rotura protésica asociada con fractura de fémur	3	Intercondilar St. Georg metal-plástico	Yuvara 1 Convencional (A.O.) I (2º intento)	1	- Acortam. 2 cm. 1 - Acortam.e incap.1 - Aparato ortopédico e incapac. 1
Movilización protésica asociada con fractura de tibia	1	Shiers	Convencional (A.O.) (2º intento)	-	Acortamiento 4 cm.
Intolerancia Infección	1	Shiers	Convencional (A.O.)	-	Acortamiento 4 cm.

TABLA 30.- Relación de fracasos y evolución de los mismos

D. CASUISTICA.

A efectos de apoyar los datos reflejados en la evaluación de nuestros resultados y antes de iniciar la discusión de los mismos, conjuntamente con los obtenidos por otros autores citados con anterioridad, mostramos cada uno de nuestros casos. Por razones obvias esta exposición tiene lugar sucintamente. Incluímos los rasgos diferenciales de la historia clínica, la puntuación pre y postoperatoria (tras uno o más años de evolución) de los diferentes grupos que componen nuestro índice de rodilla y una muestra radiológica de cada caso junto con el resultado obtenido. Esquemáticamente se da cuenta de la evolución de los casos complicados. De esta forma resulta más fácil la comprensión del procedimiento que hemos utilizado.

Caso nº 1

- M.C.H., H., 68 años. Gonartrosis bilateral. Genu varo de 15°.
- Prótesis unicondílea St. Georg en compartimento femorotibial interno.
- Puntuación preoperatoria: 17 - 20 - 20. Total 57.
- Puntuación postoperatoria: 33 - 28 - 30. Total 91.
- Resultado a los 4 años: Excelente.
- Figuras 1C y 2C.

Caso nº 2

- L.D.C., V., 54 años. Gonartrosis derecha. Pinzamiento compartimento interno. Genu varo de 10°.
- Prótesis unicondílea mod. St. Georg.
- Puntuación preoperatoria: 12 - 19 - 12. Total 43.
- Puntuación postoperatoria: 33 - 33 - 30. Total 96.

Resultado a los 6 años: Excelente.

Figuras 3C y 4C.



Figura 1C.- Gonartrosis medial con pinzamiento interno.



Figura 2C.- Radiografía postoperatoria tras la sustitución condilea. La rodilla fue tratada con osteotomía.



Figura 3C.- Gonartrosis con pinzamiento interno.

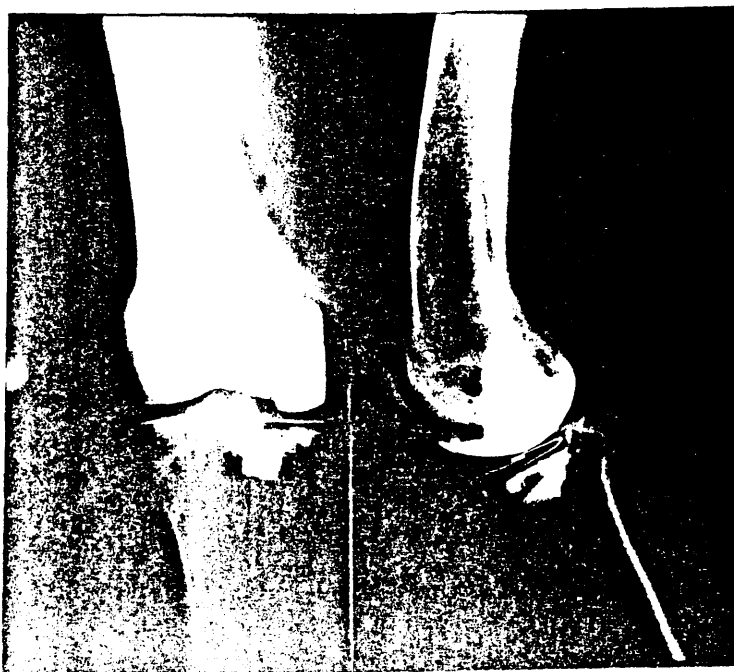


Figura 4C.- Artroplastia unicompartimental St. George.
(Se aprecia la reducción del varo).

Caso nº 3

- G.S.G., V., 63 años. Gonartrosis derecha. Pinzamiento y genu varo de 15°.
- Artroplastia del compartimento interno con mod. St. Georg. Error técnico: Ligeró hundimiento del platò tibial.
- Puntuación preoperatoria: 20 - 19 - 26. Total 65 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 33 - 32 - 25. Total 80 puntos.
- Resultado a los 5 años: Bueno. Quedaron 5° de varo sin repercusión clínica.
- Figuras 5C y 6C.



Figuras 5C y 6C.- Gonartrosis con pinzamiento medial. Sustitución unicondilea St. Georg.

Caso n° 4

- J.G.A., V., 46 años. Secuela fractura plato tibial interno. Hundimiento y gonartrosis secundaria.
- Artroplastia del compartimento afecto con prótesis St.Georg. Error técnico: Descenso de 1 cm. del plato tibial. Defecto de corrección.
- Puntuación preoperatoria: 13 - 25 - 12: Total 50 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 20 - 20 - 20: Total 60 puntos.
- Resultado a los 6 años: Malo. Se propuso nueva intervención que rehusó el paciente.
- Figuras 7C y 8C.



Figura 7C.- Secuela traumática.



Figura 8C.- Sustitución unicondilea que no consiguió la reducción.

Caso nº 5

- M.H.T., H., 54 años. Osteonecrosis cóndilo femoral interno de rodilla derecha, previamente intervenida con técnica habitual.
- Prótesis unicondilea St. Georg.
- Puntuación preoperatoria: 17 - 25 - 25. Total 67 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 34 - 33 - 30. Total 97 puntos.
- Resultado a los 6 años: Excelente.
- Figuras 9C y 10C.



Figura 9C.- Aspecto intraoperatorio de la destrucción condral.



Figura 10C.- Situación radiológica postoperatoria.

Caso nº 6

- J.M.S., V., 31 años. Osteocondritis femorotibial de rodilla izquierda. Previamente intervenida en 2 ocasiones.
- Artroplastia St. Georg del compartimento afecto.
- Puntuación preoperatoria: 19 - 24 - 25. Total 68 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 35 - 34 - 29. Total 98 puntos.
- Resultado a los 4 años: Excelente.
- Figuras 11C y 12C.



Figura 11 C.- Osteocondritis con osteonecrosis.
Aspecto clínico y después de la
artroplastia St. Georg.



Figura 12C.- Aspecto radiológico 3 años después. Se aprecia línea radioluciente alrededor del componente tibial. No hay signos clínicos de despegamiento.

Caso n° 7

- R.O.P., H., 56 años. Osteocondritis femorotibial interna. Reintervenida.
- Artroplastia. St. Georg del compartimento afecto.
- Puntuación preoperatoria: 10 - 23 - 24. Total 57 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 18 - 23 - 28. Total 69 puntos.
- Resultado a los 3 años: Malo. La enferma ha sido recientemente intervenida practicándole un recambio con TCP, con resultado pendiente de valoración.
- Figuras 13C y 14C.



Figura 13C.- Imagen intraoperatoria mostrando la destrucción del cóndilo interno.

Figura 14C sigue ...



Figura 14C.- Sustitución unicondilea St. Georg.
A los 3 años el componente tibial
se hundió y fracturó. Nueva inter-
vención con TCP.

Caso nº 8

- A.Z.G., H., 53 años. Fractura conminuta del macizo tibial con un mes de evolución.
- Reconstrucción y osteosíntesis con placa de soporte en compartimento externo. Prótesis unicondilea en compartimento interno (irreconstruible).
- Puntuación preoperatoria: no valorable.
- Puntuación postoperatoria: 28 - 26 - 25. Total 79 puntos.
- Resultado a los 5 años: Satisfactorio. Signos de gonartrosis secundaria.
- Figuras 15C y 16C.



Figura 150.- Aspecto radiológico e intraoperatorio de la lesión mostrando la imposibilidad de su reconstrucción.



Figura 160.- Sustitución unicondilea interna y síntesis con placa de soporte en meseta externa.

Caso nº 9

- J.S.E., V., 57 años. Gonartrosis. Previamente osteotomizado.
- Prótesis St. Georg bicondilea (modelo antiguo).
- Puntuación preoperatoria: 17 - 22 - 24. Total 63 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 19 - 18 - 18. Total 55 puntos.
- Resultado a los 6 años: Maló. Se practicó patelectomía que no mejoró la función y generó valgo de rodilla.
- Figuras 17C y 18C.



Figura 17C.- Gonartrosis bilateral. Osteotomía previa.

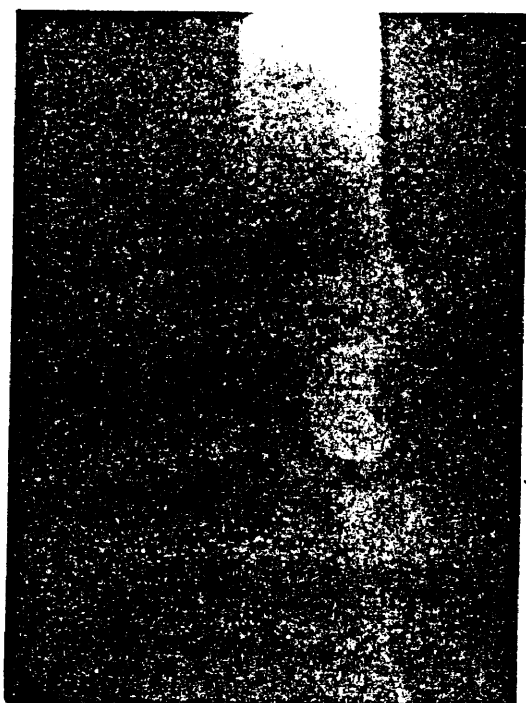


Figura 18C.- Prótesis bicondílea St. Georg
(modelo antiguo).

Caso nº 10

- A.C.L., V., 68 años. Gonartrosis secundaria. Artrodesis de cadera. Acortamiento del miembro no compensado.
- Prótesis bicondílea St. Georg.
- Puntuación preoperatoria: 18 - 14 - 20. Total 52 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 10 - 14 - 24. Total 48 puntos.
- Resultado a los 4 años: Malo. Incapacidad. (conurrencia de otras afecciones).
- Figuras 19C y 20C.

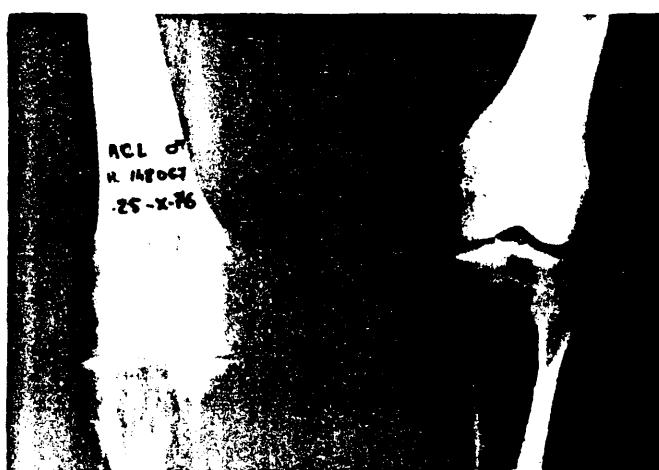


Figura 19C.- Gonartrosis secundaria.



Figura 20C.- Prótesis bicondilea St. Georg.

Caso nº 11

- R.F.L., H., 64 años. Gonartrosis. Osteotomía previa.
- Prótesis bicondilea St. Georg rodilla izquierda.
- Puntuación preoperatoria: 13 - 19 - 29. Total 61 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 29 - 24 - 23. Total 76 puntos.
- Resultado a los 4 años: Satisfactorio.
- Figura 21C.



Figura 21C.- Situación pre y postoperatoria. Imagen radioluciente en torno al componente tibial.

Caso nº 12

- I.G.G., H., 62 años. Artritis reumatoide. Previa sustitución de cadera.
- Prótesis de Charnley de rodilla derecha.
- Puntuación preoperatoria: 12 - 16 - 24. Total 52 puntos.

- Puntuación postoperatoria: 27 - 26 - 30. Total 83 puntos.
- Resultado a los 5 años: Bueno.
- Figuras 22C y 23C.



Figura 22C.- Artritis reumatoide con afectación de ambas rodillas.



Figura 23C.- Artroplastia de rodilla con el modelo de Charnley.

Caso nº 13

- A.P.G., H., 63 años. Artritis reumatoide. Genu valgo de 25°.
- Prótesis ICLH (Freeman) rodilla izquierda.
- Puntuación preoperatoria: 14 - 11 - 23. Total 48 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 33 - 23 - 29. Total 85 puntos.
- Resultado 1 año de evolución: Bueno. La paciente fallece posteriormente por causa ajena a esta operación.
- Figuras 24C y 25C.

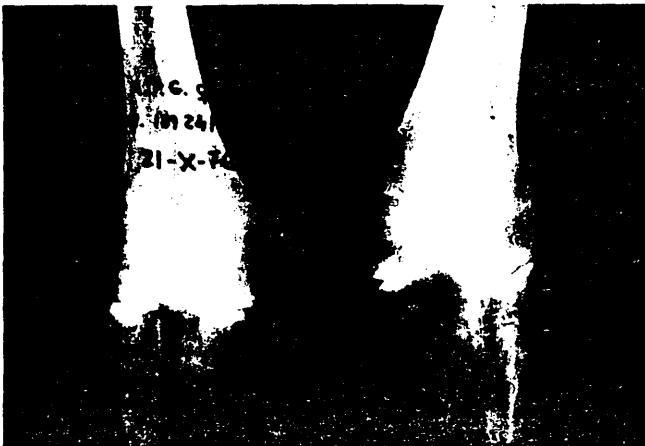


Figura 24C.- Artritis reumatoide. Genu valgo bilateral.

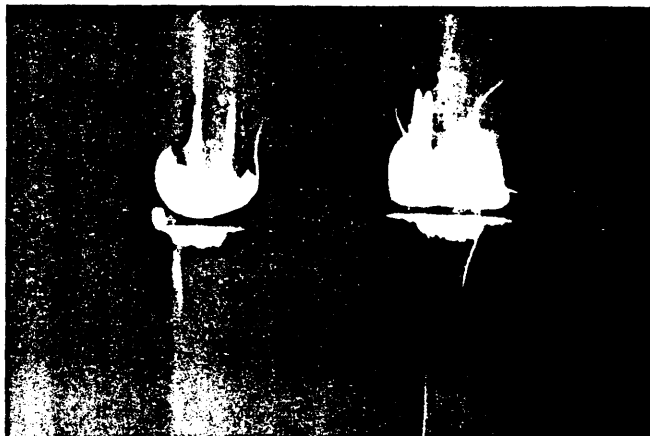


Figura 25C.- Artroplastia ICLH modelo antiguo.
La corrección del valgo requirió
una modificación a la técnica.

Caso nº 14

- S.M.P., H., 51 años. Artritis reumatoide. Previamente había recibido prótesis de Charnley en cadera.
- Prótesis ICLH (Freeman) rodilla derecha.
- Puntuación preoperatoria: 12 - 20 - 18. Total 50 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 33 - 27 - 30. Total 90 puntos.
- Resultado a los 24 meses de la operación: Excelente.
- Figuras 26C y 27C.



Figura 26C.- Artritis reumatoide. Estado radiológico de la rodilla derecha.



Figura 27C.- Artroplastia ICLH (Freeman).

Caso nº 15 y 16

- L.H.S., V., 57 años. Artritis reumatoide. Afectación poliarticular. Genu valgo bilateral de 15 y 20 grados.
- Prótesis bicondilea St. Georg rodilla derecha (febrero 1977)
- Prótesis duopatela (Insall y Ranawat) rodilla derecha (enero 1978)
- Puntuación preoperatoria rodilla derecha: 6-5-22. Total 33.
- Puntuación preoperatoria rodilla izqda.: 4-3-18. Total 25.
- Puntuación postoperatoria rodilla dcha.: 33-27-30. Total 90.
- Puntuación postoperatoria rodilla izqda.: 32-27-30. Total 89.
- Resultado a los 40 meses de la rodilla derecha: Excelente.
- Resultado a los 2 años de la rodilla izquierda: Bueno. Con posterioridad recibió una prótesis de Charnley en cadera derecha por fractura no consolidada tratada inicialmente con síntesis convencional.
- Figuras 28C, 29C y 30C.



Figura 28C.- Artritis reumatoide con afectación poliarticular. Estado preoperatorio de ambas rodillas.



Figura 29C.- Artroplastia bicondilea St. Georg (rodilla dcha).
Artroplastia duopatela (Insall-Ranawat) (rodilla
izquierda).



Figura 30C.- Estado radiológico de este paciente tras recibir
una prótesis de cadera (modelo Charnley).

Caso nº 17 y 18

- E.Y.C., H., 55 años. Artritis reumatoide. Genu flexo de rodilla izquierda de 25°.
- Prótesis bicondilea St. Georg rodilla izquierda (febrero 1977)
- Prótesis T.C.P. (Insall y Ranawat) rodilla derecha (marzo 1979).
- Puntuación preoperatoria rodilla dcha.: 17-18-27. Total 62.
- Puntuación preoperatoria rodilla izqda.: 12-17-26. Total 55.
- Puntuación postoperatoria rodilla dcha.: 27-29-26. Total 82.
- Puntuación postoperatoria rodilla izqda.: 27-31-28. Total 86.
- Resultado a los 3 años de rodilla derecha: Bueno.
- Resultado a los 2 años de rodilla izquierda: Bueno.
- Figuras 31C y 32C.



Figura 31C.- Artritis reumatoide. Situación preoperatoria de ambas rodillas.

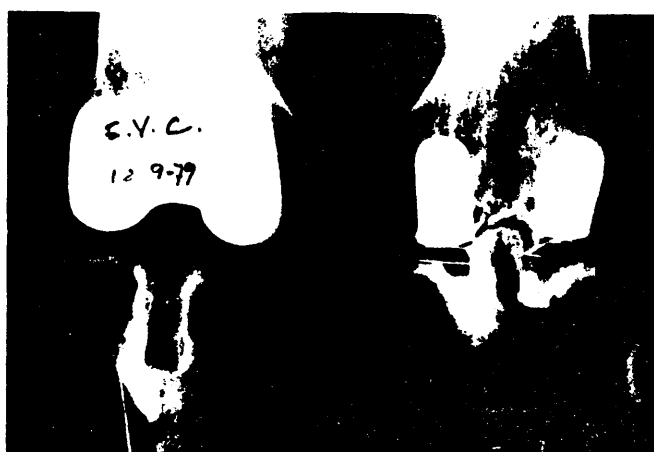


Figura 32C.- Prótesis bicondilea rodilla izquierda. Prótesis TCP (Insall-Ranawat) rodilla derecha.

Caso nº 19 y 20

- P.G.A., H., 54 años. Artritis reumatoide. Afectación poliarticular.
- Prótesis intercondilea St. Georg metal-plástico rodilla derecha. (Junio 1976).
- Prótesis bicondilea St. Georg rodilla izqda. (Noviembre 1977).
- Puntuación preoperatoria rodilla izqda.: 18-17-15. Total 50.
- Puntuación preoperatoria rodilla dcha.: 18-17-18. Total 53.
- Puntuación postoperatoria rodilla dcha.: 18-17-25. Total 60.
- Puntuación postoperatoria rodilla izqda.: 26-25-26. Total 77.
- Resultado a los 29 meses de la rodilla dcha.: Malo.
- Resultado a los 24 meses de la rodilla izqda.: Satisfactorio.
- Figuras 33C, 34C y 35C.

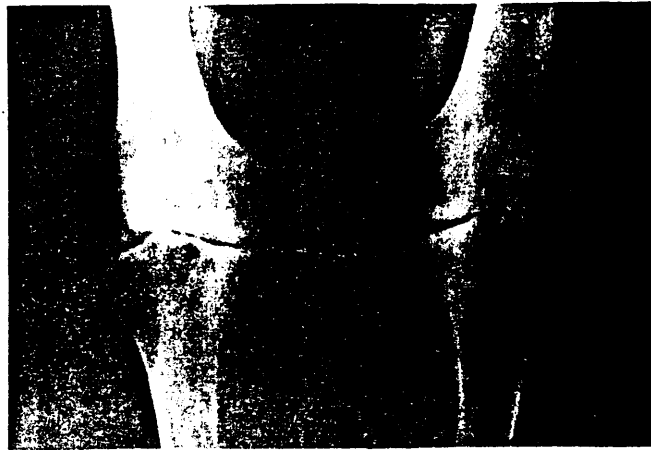


Figura 33C.- Artritis reumatoide. Estado radiológico ambas rodillas.

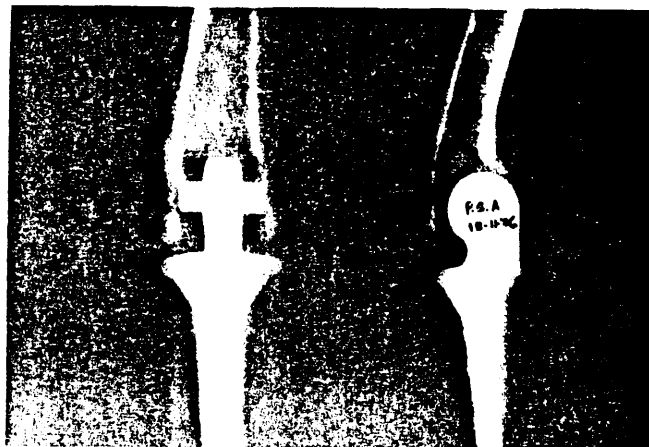


Figura 34C.- Prótesis intercondilea St. Georg, rodilla izquierda.



Figura 35C.- Posterlormente prótesis bicondilea en "patín" St. Georg en rodilla derecha.

Caso nº 21

- P.B.S., H., 63 años. Artritis reumatoide.
- Prótesis de Shiers rodilla izquierda.
- Puntuación preoperatoria: 10 - 9 - 12. Total 31 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 29 - 22 - 30. Total 81 puntos
- Resultado a los 8 años. Bueno
- Figura 36C.

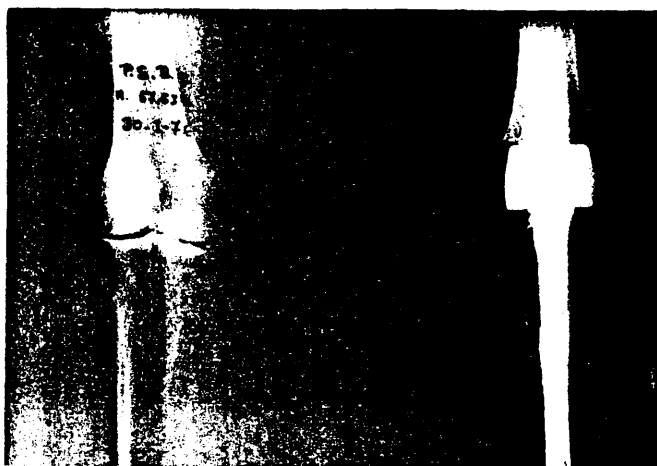


Figura 36C.- Artritis reumatoide tratada con prótesis de Shiers.

Caso nº 22

- M.M.B., H. 57 años, Necrosis cóndilo interno de la tibia. Gonartrosis secundaria. Genu varo 10°.
- Prótesis de Shiers rodilla izquierda.
- Evolución: Sepsis tardía, después de 1 año de la intervención. A los 2 años, extracción de la prótesis e intento de artrodesis. Rotura de la placa y artrodesis con 2 placas de A.O.
- Resultado: fracaso de la prótesis por infección. Artrodesis con acortamiento de 3 cms.
- Figuras 37C, 38C, 39C y 40 C.



Figura 37C.- Necrosis cóndilo tibial interno.
Gonartrosis secundaria.



Figura 38.- Prótesis de Shiers.



Figura 39C.- Intento fallido de artrodesis por rotura de placa (imagen izquierda).

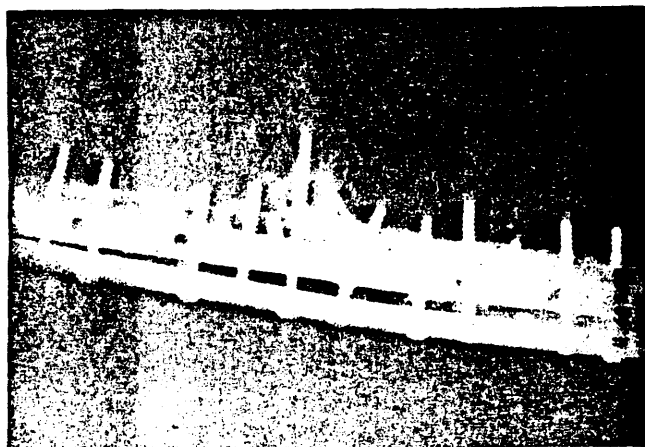


Figura 40C.- Reartrodesis con síntesis más sólida.

Caso nº 23

- M.V.V., V., 70 años. Artropatía tabética
- Prótesis de Shiers rodilla izquierda.
- Evolución: El vástago tibial queda dudosamente orientado. Aflojamiento. Rotura de la cortical de la tibia. A los 14 meses de la intervención la prótesis es retirada y se intenta, con éxito, la artrodesis, que se consigue mediante una larga placa atornillada, a los 6 meses.
- Resultado: Fallo protésico por fractura ósea e intolerancia del implante. Artrodesis con acortamiento de 4 cms.
- Figuras 41C y 42C.

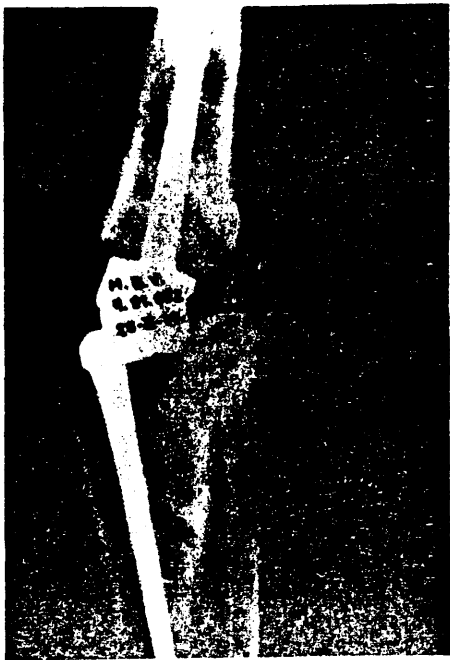


Figura 41C.- Artropatía tabética tratada con prótesis de Shiers. Movilización de la prótesis y fractura de tibia.

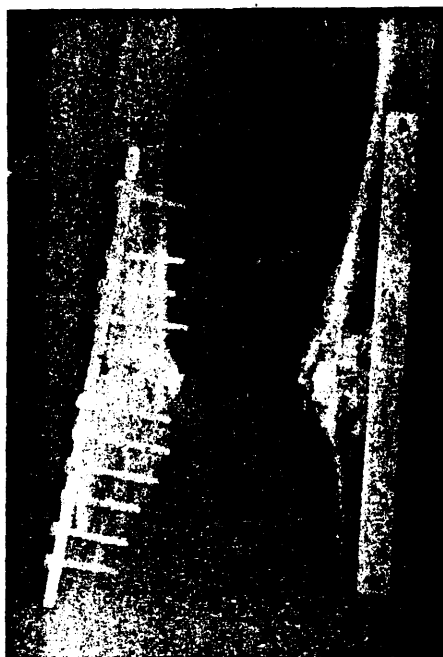


Figura 42C.- Extracción de la prótesis y artrodesis.

Caso nº 24

- A.P.L., V., 43 años. Secuela traumática. Gonartrosis secundaria. Semirrigidez de rodilla.
- Prótesis intracondilar St. Georg metal-polietileno rodilla de recha.
- Evolución: Recuperación satisfactoria, con buen resultado inicial. A los 2 años rotura del componente de polietileno con inestabilidad e impotencia funcional de la rodilla. Ablación del componente fracturado y extracción del cemento. Recambio por otra prótesis metálica del mismo modelo, respetando el componente tibial.

- Puntuación preoperatoria: 10 - 18 - 19. Total 47 puntos.
- Puntuación postoperatoria tras la segunda intervención: 32 - 34 - 29. Total 95 puntos.
- Resultado 1 año después de recibir la segunda prótesis: Excelente. En una revisión reciente (30 meses) disminuye a 80 puntos con resultado final bueno y fracaso de la prótesis isoelástica con el componente femoral de polietileno.
- Figuras 43C, 44C, 45C, 46C y 47C.



Figura 43C.- Secuela traumática. Gonartrosis secundaria.

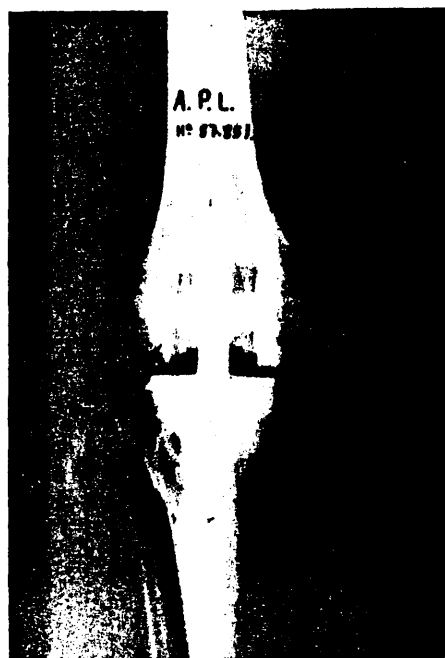


Figura 44C.- Artroplastia con prótesis intracondilar de St. Georg (metal-plástico).



Figura 45C.- Imagen intraoperatoria del componente femoral (de polietileno) fracturado a nivel de la horquilla.



Figura 46C.- Sustitución por un componente metálico con rodamientos de polietileno.



Figura 47C.- Situación radiológica mostrando el ángulo de flexión conseguido después de la segunda intervención.

Caso n° 25

- A.M.M., V., 51 años. Gonartrosis bilateral.
- Prótesis intracondilar St. Georg metal-polietileno, rodilla derecha.
- Evolución: A los 12 meses rotura del componente de polietileno y fractura de la epífisis femoral. Extracción protésica y artrodesis tipo Yuvara, que se consigue al primer intento, en cinco meses.
- Resultado: fracaso protésico por rotura del componente de polietileno. Artrodesis con acortamiento de 3 cms.
- Figuras 48C, 49C y 50C.

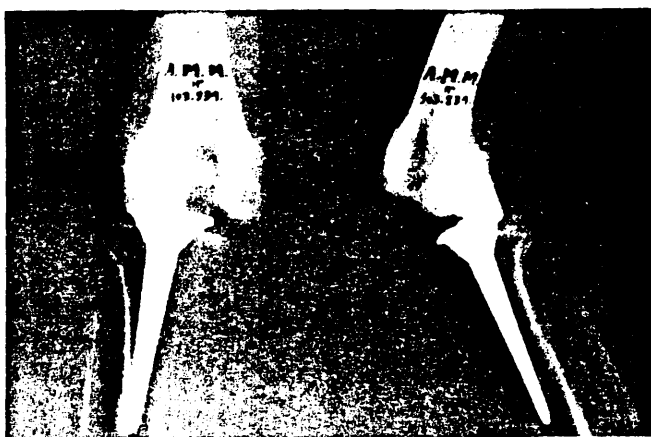


Figura 48C.- Aspecto radiológico tras la rotura protésica con dislocación articular.

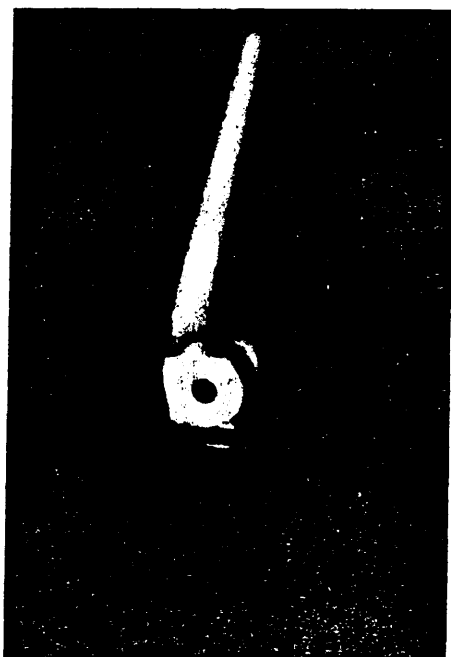


Figura 49C.- Ablación de la prótesis. Nivel de la línea de fractura.

Caso nº 26 y 27

- M.S.G., H., 59 años. Artritis reumatoidea. Semirrigidez de ambas rodillas. Grave contractura. Gran invalidez.
- Prótesis intracondílea St. Georg metal-polietileno rodilla izquierda (mayo 1975).
- Prótesis intracondílea St. Georg metal polietileno rodilla derecha (octubre 1975).

En el acto quirúrgico se fisuró el cóndilo interno por la gran osteoporosis, precisando una fijación con tornillo de síntesis

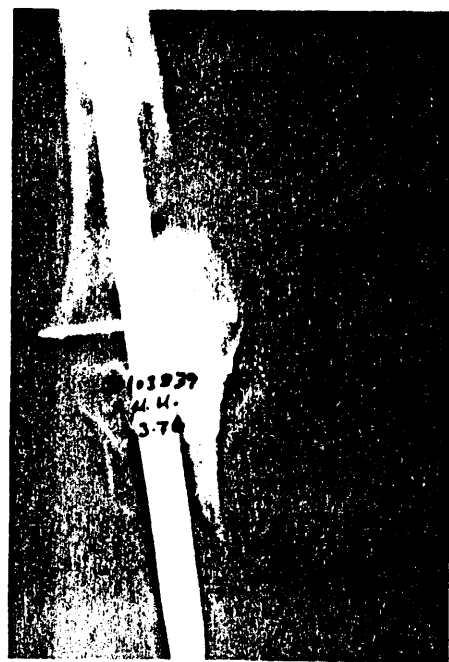


Figura 50C.- Artrodesis mediante un clavo intra-medular largo.

- Puntuación preoperatoria rodilla izquierda: 2 - 5 - 14. Total 21 puntos.
- Puntuación postoperatoria rodilla izquierda: 8 - 8 - 30. Total 46 puntos.
- Evolución rodilla derecha: A los 18 meses, rotura del componente de polietileno, con estallido de la epífisis femoral. Extracción de la prótesis e intento de artrodesis mediante osteosíntesis con placa, que se rompe. Nueva intervención por fracaso de síntesis y colocación de una más sólida. Tuvo problemas cutáneos y signos de infección que fue superado con tratamiento antibiótico y desbridamiento a los 8 meses, radiológicamente signos de consolidación no muy evidentes. Se permite el apoyo, ayudada con aparato bitutor.

- Resultado definitivo: Malo en ambas rodillas. La izquierda que mantiene la prótesis, es dolorosa y la movilidad es escasa. En la rodilla derecha fracaso protésico por rotura. Difícilmente se consigue la artrodesis que, en el caso de esta paciente con afectación poliarticular, no permite la deambulación. Tras un resultado inicial, catalogado como bueno, que permitió a la paciente recobrar su autonomía, se vuelve a la situación primitiva de incapacidad por fallo protésico.

- Fig



Figura 510.- Artritis reumatoide con grave afectación bilateral de rodillas.

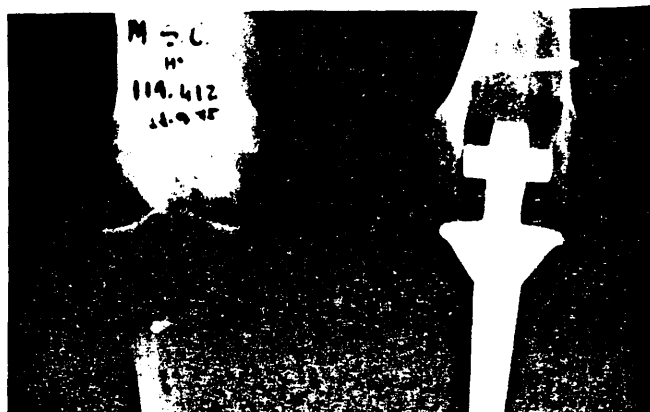


Figura 520.- Artroplastia intracondilar St. George de la rodilla izquierda. El tornillo corresponde a una rotura accidental intraoperatoria.

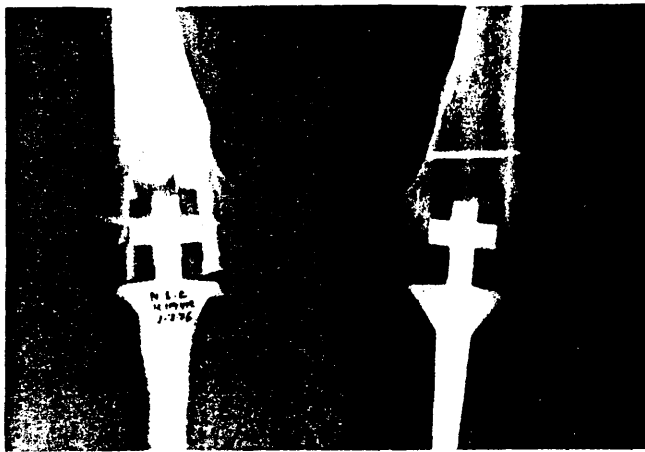


Figura 53C.- Doble artroplastia. En la derecha se aprecia una línea sospechosa de rotura accidental intraoperatoria.



Figura 54C.- Rotura del material protésico complicada con fractura y dislocación articular.

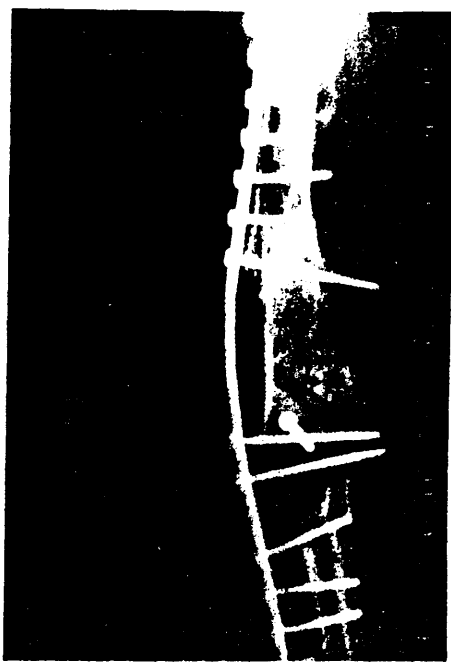


Figura 55C.- Extracción de la prótesis y artrodesis con placa de síntesis.

Caso n^o 28 y 29

- C.M.G., H., 67 años. Gonartrosis bilateral subluxante. Genu varo de 15°.
- Artroplastia intracondilar St. Georg metal-polietileno rodilla derecha (abril 1975).
- Artroplastia intracondilar St. Georg metal-polietileno rodilla izquierda (enero 1976).
- Error técnico: en la última intervención no se pone el tornillo de seguridad. El bulón se desplaza pero mantiene la intersección con la prótesis.

- Puntuación preoperatoria rodilla derecha: 14 - 15 - 23. Total 52 puntos.
- Puntuación preoperatoria rodilla izquierda: 12 - 16 - 22. Total 50 puntos.
- Puntuación postoperatoria rodilla derecha: 24 - 23 - 28. Total 75 puntos.
- Puntuación postoperatoria rodilla izquierda: 27 - 23 - 28. Total 78 puntos.
- Evolución: la rodilla izquierda presenta molestias que parece van aumentando. No hay movilidad patológica pero se aprecia imagen sospechosa de fisuración de la prótesis.
- Resultado a los 5 años de la rodilla derecha: Aunque no definitivo por la índole del implante por el momento es satisfactorio.
- Resultado a los 52 meses de la rodilla izquierda: Eventualmente satisfactorio, pero las molestias "in crescendo" de las últimas revisiones, así como el aspecto radiológico, hacen presagiar que el resultado pueda variar.
- Figuras 56C y 57C.



Figura 56C.- Gonartrosis bilateral. Genu varo y subluxación izquierda.

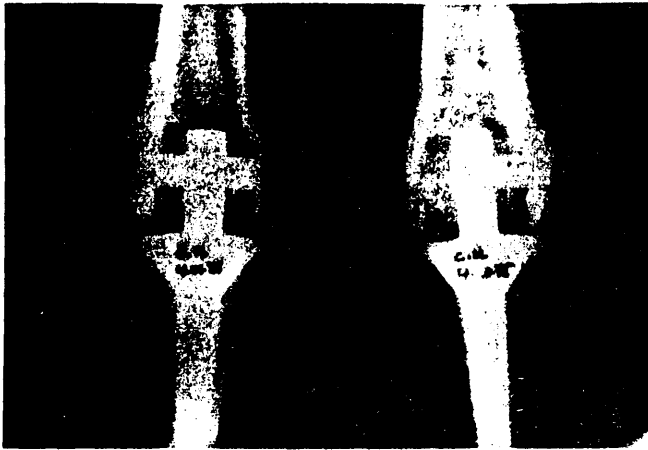


Figura 57C.- Doble artroplastia con prótesis intracondilar St. Georg (metal-polietileno). En la rodilla izquierda se aprecia descentrado del bulón.

Caso nº 30

- A.R.D., H., 46 años. Artritis reumatoide. Genu valgo.
- Prótesis intracondilar St. Georg metal-polietileno rodilla izquierda.
- Puntuación preoperatoria: 2 - 13 - 5. Total 20 puntos.
- Evolución: Después de tres años de postoperatorio, con un resultado bueno que le permite reintegrarse a sus faenas agrícolas, la paciente sufre rotura protésica con fractura comminuta de fémur. Se coloca inmovilización con calza de yeso provisional y se propone nueva intervención que es rechazada por la enferma. Se quita el yeso y prescribe un aparato ortopédico bitutor que permite a la paciente realizar pequeños desplazamientos sin dolor.
- Resultado: Malo por rotura de la prótesis.
- Figuras 58C, 59C, 60C y 61C.



Figura 58C.- Artritis reumatoide.



Figura 59C.- Prótesis intercondilar metal-polietileno. Aspecto intraoperatorio.



Figura 60C.- Radiología en el postoperatorio inmediato.

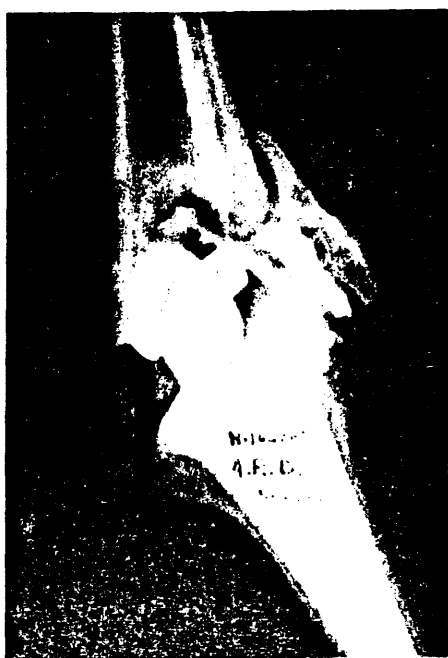


Figura 61C.- Rotura del componente de polietileno, fractura ósea y dislocación articular.

Caso nº 31

- A.F.A., V., 69 años. Gonartrosis con genu valgo de 35° e inestabilidad latero medial pronunciada.
- Artroplastia intracondilar St. Georg metal-polietileno rodilla derecha. En el postoperatorio episodio de anuria que remitió con tratamiento.
- Puntuación preoperatoria: 15 - 13 - 15. Total 43 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 33 - 26 - 30. Total 89 puntos.
- Resultado a los 3 años: Bueno. A pesar de no apreciar síntomas clínicos, radiológicamente imagen sospechosa de fisura del componente de polietileno que se mantiene en un control posterior con persistencia de su buena situación clínica.
- Figuras 62C y 63C.



Figura 62C.- Gonartrosis con genu valgo pronunciado.

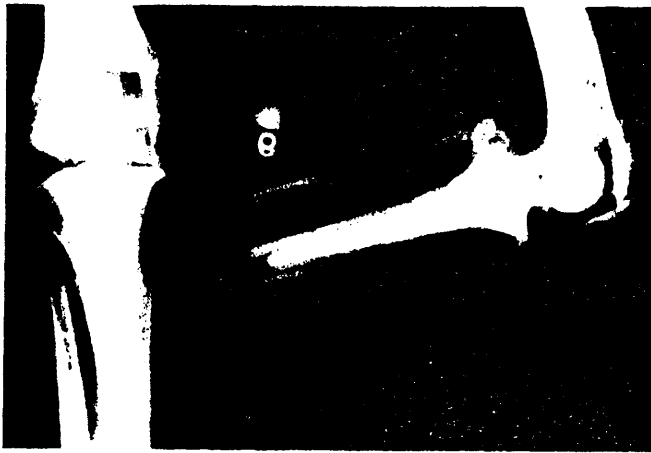


Figura 63C.- Prótesis intracondilar St. Georg.

Caso nº 32

- J.A.R., H., 56 años. Gonartrosis subluxante. Varo de 25°.
- Artroplastia intracondilar St. Georg metal-polietileno rodilla derecha.
- Evolución: Recuperación satisfactoria, con buen resultado inicial. A los 2 años, rotura prótesis con inestabilidad e impotencia funcional. Extracción de la prótesis y recambio del componente de polietileno por uno metálico con coginetes de deslizamiento plásticos.
- Puntuación preoperatoria: 6 - 16 - 18. Total 40 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 28 - 22 - 29. Total 79 puntos.
- Resultado a los 2 años de la segunda intervención: Satisfactorio. La paciente es capaz de hacer las faenas propias de su casa con autonomía. Fracaso de la primera prótesis isoelástica con componente de polietileno.
- Figuras 64C, 65C, 66C y 67C.



Figura 64C.- Gonartrosis subluxante. Varo de 25°.

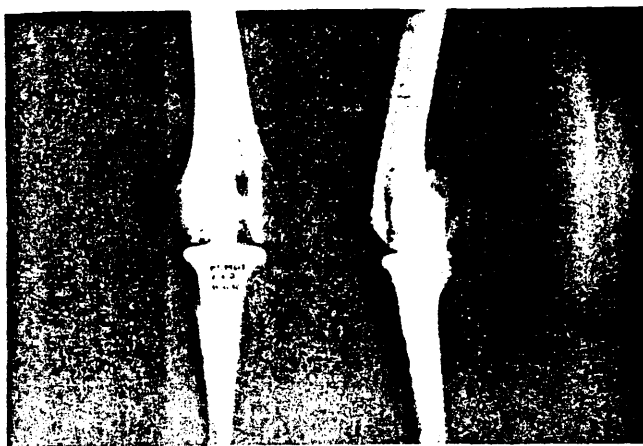


Figura 65C.- Prótesis intracondilar de St. Georg.



Figura 66C.- Aspecto intraoperatorio mostrando la rotura de la horquilla del componente plástico.

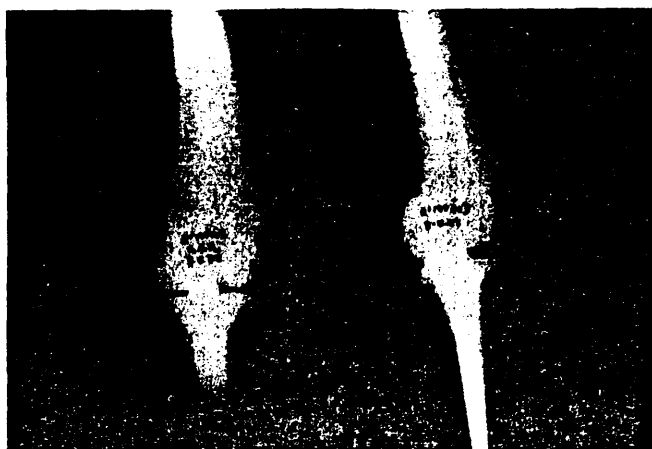


Figura 67C.- Radiografía tras el recambio protésico con el implante utilizado actualmente.

Caso nº 33

- A.Q.S., H. 66 años. Gonartrosis bilateral. Genu flexo de 50°.
- Prótesis intracondilar St.Georg metal-polietileno rodilla dcha.
- Puntuación preoperatoria: 10 - 16 - 19. Total 45 puntos.
- Evolución: Se consigue corrección de la deformidad y función satisfactoria de la rodilla. La paciente llega a sentirse contenta con su intervención. Sin traumatismo previo, a los 18 meses, se aprecia inestabilidad articular, dolor e imagen radiológica de fisuración en el fémur. Nueva intervención para retirar el componente femoral fracturado junto con el cemento. Inserción de un nuevo componente metálico ajustándolo al tibial previo.
- Puntuación postoperatoria: 26 - 21 - 27. Total 74 puntos.
- Resultado a los 18 meses de la segunda intervención: Satisfactorio. La paciente fue trasladada y hemos perdido su control por causas que no hemos podido concretar. Fracaso de prótesis isoelástica por rotura.
- Figuras 68C, 69C y 70C.



Figura 68C.- Gonartrosis genu flexo de 50°. Aspecto clínico preoperatorio.



Figura 69C.- Prótesis intracondilar con fijación del componente femoral.

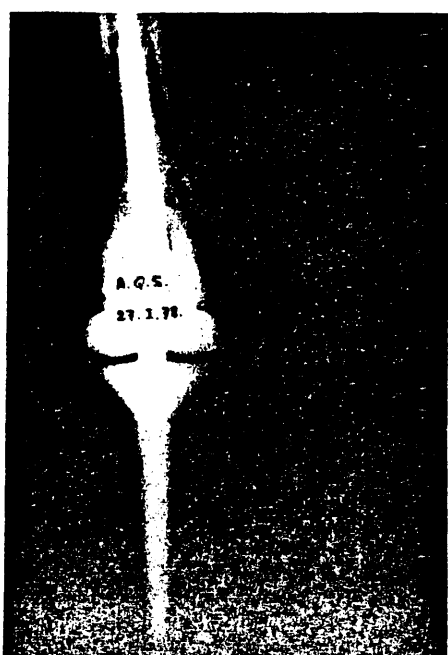


Figura 70C.- Extracción del componente femoral plástico y recambio por uno metálico del modelo actual. La pieza tibial fué respetada.

Caso n° 34

- P.G.G., H. 62 años. Artritis reumatoide. Afectación poliarticular.
- Artroplastia intracondilar St. Georg metal-polietileno, rodilla izquierda.
- Puntuación preoperatoria: 8 - 11 - 22. Total 41 puntos.
- Evolución: Tras una etapa inicial, satisfactoria, rotura de la pieza femoral plástica y fractura conminuta de la epifisis distal del fémur. La situación no permite intentar la artrodesis. Se diseña una prótesis especial, con sustitución condilea y panarticular, que es implantada después de extraer la primitiva rota, junto con los fragmentos femorales desvitalizados y con aspecto nacarado.
- Puntuación postoperatoria: 27 - 24 - 30. Total 81 puntos.
- Resultado a los 4 años después de la segunda intervención: Fracaso de la prótesis isoelástica. El implante especial, de recambio, mantiene una situación catalogada de buena. La paciente desea ser intervenida de la rodilla izquierda. El apoyo lo realiza especialmente con la rodilla operada. El intenso tratamiento con corticoesteroides realizado ultimamente por causa de su grave afectación poliarticular, han aconsejado demorar la operación pendiente.
- Figuras 71C, 72C, 73C, 74C, 75C, 76C, 77C, 78C y 79C.

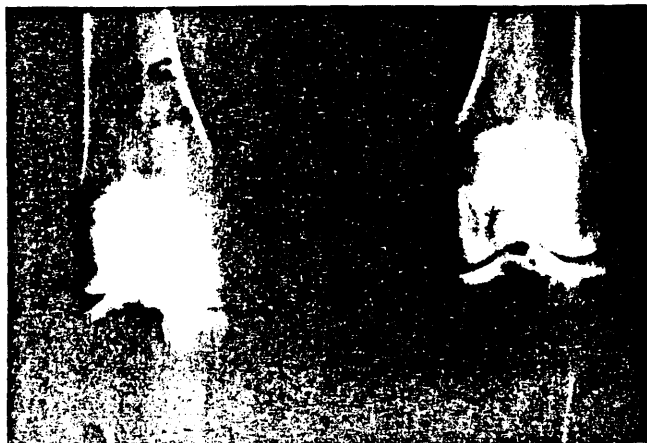


Figura 71C.- Artritis reumatoide. Afectación poliarticular.

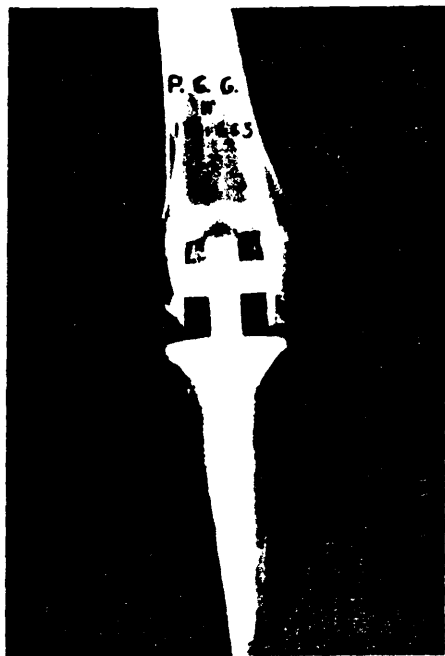


Figura 72C.- Prótesis intracondilar St. Georg.

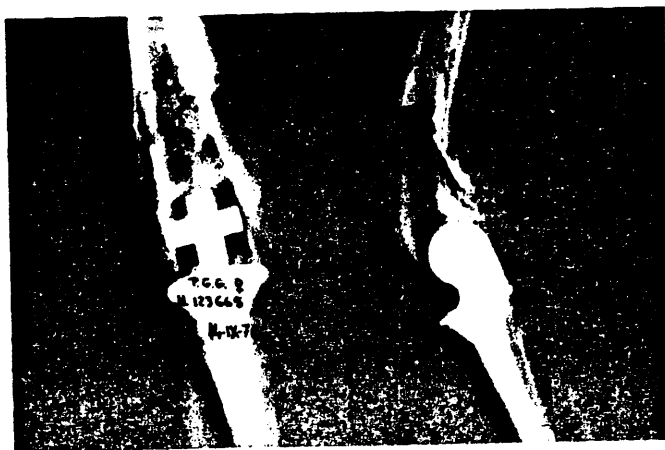


Figura 73C.- Rotura protésica. Fractura conminuta de la extremidad distal del fémur.



Figura 74C.- Extracción de la pieza fracturada.
Aspecto de los fragmentos óseos
desvitalizados.



Figura 75C.- Prótesis especial con sustitución condilea y de la superficie para la rótula.



Figura 76C.- Aspecto intraoperatorio de la prótesis acoplada al fémur.

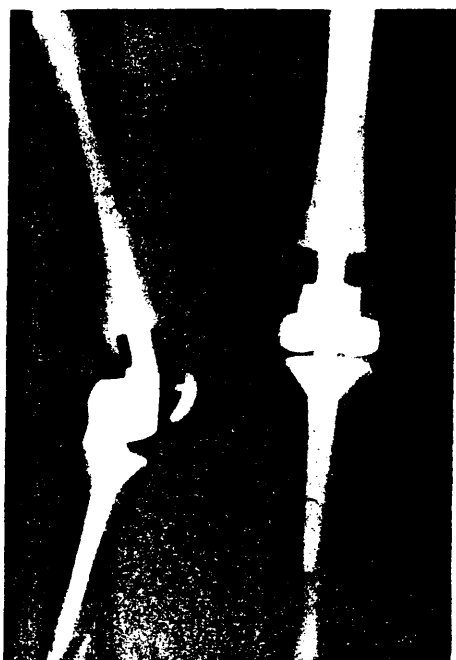


Figura 77C.- Radiografías postoperatorias.



Figura 78C.- Situación funcional de la paciente después del recambio protésico. Extensión completa.



Figura 79C.- Flexión próxima a los 90 grados.

Caso nº 35 y 36

- F.P.R., H., 65 años. Enfermedad de Still. Deformidad combinada en ambas rodillas. Genu valgo y flexo superior a 25°. Grave inestabilidad, con imposibilidad de realizar la marcha.
- Artroplastia de cadera izquierda con técnica de Charnley.
- Prótesis intracondilar St. Georg (tamaño especial) en diseño actual, rodilla izquierda (marzo 1976).
- Prótesis intracondilar St. Georg (tamaño especial) rodilla derecha (septiembre 1978).
- Complicación: Paresia del c.p.e. tras la primera intervención de la rodilla, que recuperó espontáneamente a los 6 meses.
Operación complementaria: tras la segunda artroplastia femorotibial de rodilla, dolor retropatelar, que obliga a una operación complementaria de sustitución femoropatelar con técnica de Lubinus.
- Puntuación preoperatoria rodilla izquierda: 3-1-11. Total 15.
- Puntuación postoperatoria rodilla dcha.: 10-1-13. Total 24.
- Puntuación preoperatoria rodilla izqda.: 31-20-29. Total 80

- Puntuación postoperatoria rodilla dcha.: 31-20-27. Total 78
- Resultado: Rodilla izquierda a los 4 años: Satisfactorio. Rodilla derecha a los 18 meses: Satisfactorio. La enferma ha recuperado su autonomía. Utiliza irregularmente 1 bastón y realiza una vida confortable que solo restringe ciertas actividades domésticas.

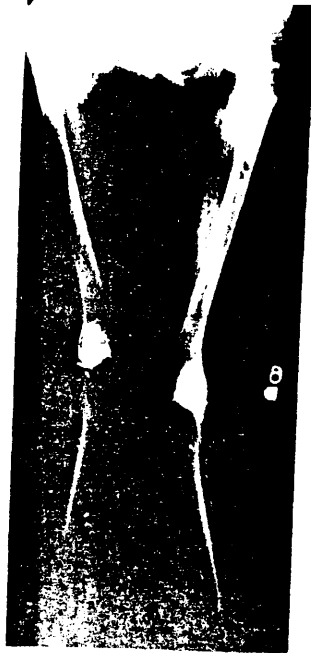


Figura 80C.- Enfermedad de Still. Afectación severa de ambas rodillas, con acusada inestabilidad y deformidad combinada de valgo de 35° y flexo de 40°, en rodilla izqda.



Figura 81C.- Aspecto clínico de la paciente antes de la intervención.

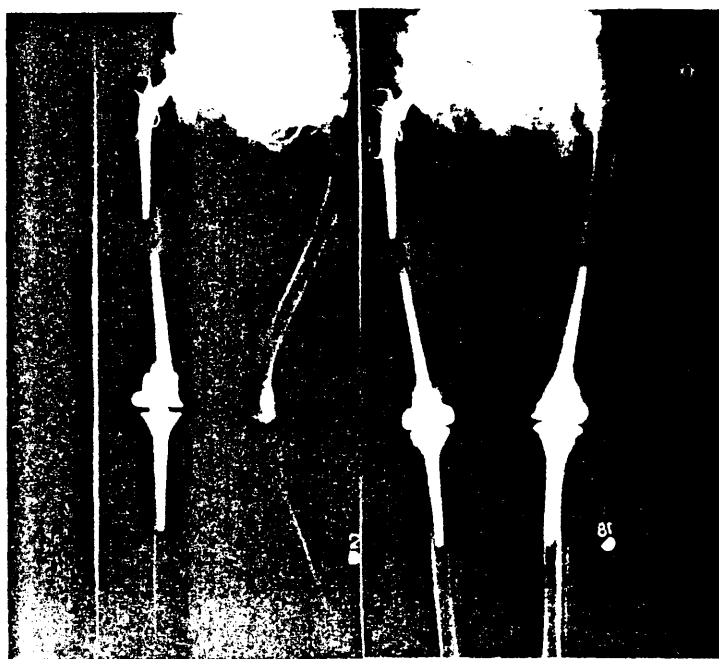


Figura 82C.- Evolución radiológica postquirúrgica. Primeramente artroplastia de cadera izquierda (subluxada y en adducto) con técnica de Charnley. Seguidamente prótesis Intracondilar St. Georg (metal-metal), de tamaño especial en la rodilla del mismo miembro. Por último, implante de las mismas características para la rodilla derecha.

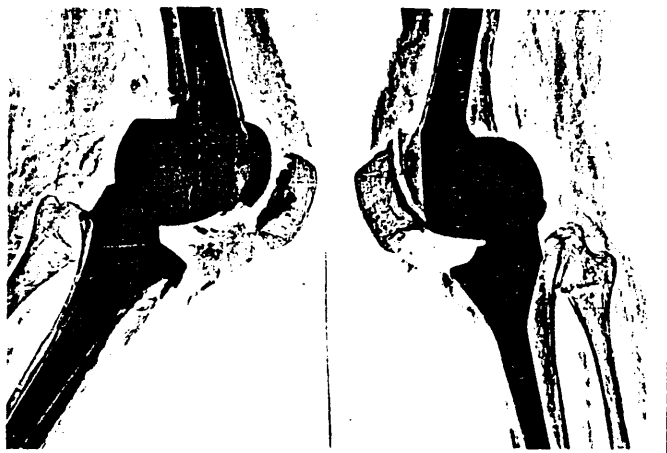


Figura 83C.- Impresión lateral de ambas articulaciones. El compartimento femoropatelar dcho. precisó la sustitución en un tiempo complementario con técnica de Lubinus.

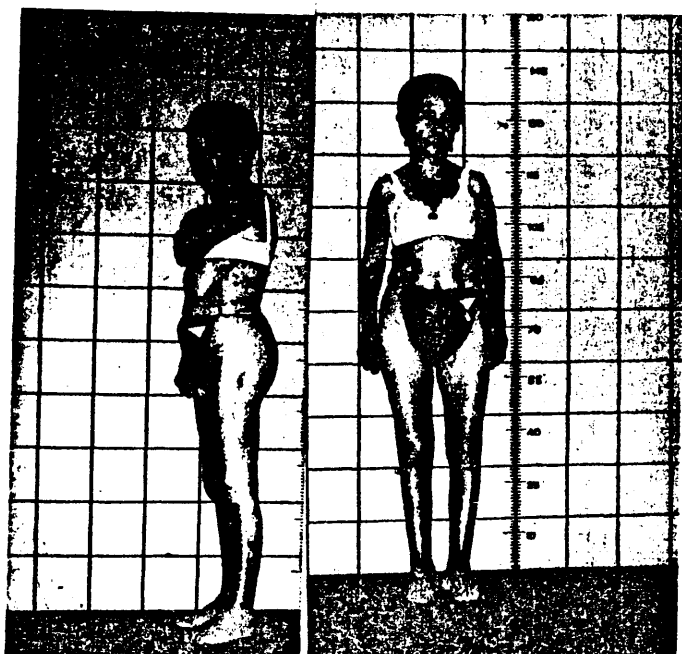


Figura 84C.- Situación clínica final de esta paciente. (Compárese con la figura 81C).

Caso n° 37

- A.L.L., H., 55 años. Poliartritis reumatoide.
- Artroplastia intracondilar St. Georg, rodilla izquierda.
- Puntuación preoperatoria: 5 - 8 - 19. Total 32 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 34 - 33 - 30. Total 97 puntos.

Los tiempos operatorios de esta paciente corresponden a los reflejados en la descripción que hemos hecho a propósito de la técnica quirúrgica.

- Resultado: a los 4 años del postoperatorio: Excelente.
- Figuras 85C, 86C y 87C.



Figura 85C.- Artritis reumatoidea con grave afectación de la rodilla izquierda.

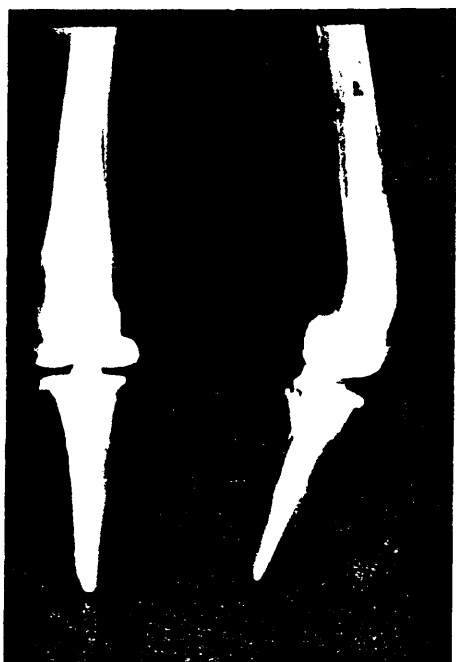


Figura 86C.- Prótesis intracondilar St. Georg
(metal-metal).



Figura 87C.- Aspecto y grado de funcionalidad clínicos, conseguidos por la paciente.

Caso nº 38

- L.A.F., V., 60 años. Gonartrosis bilateral.
- Artroplastia intracondilar St. Georg, rodilla izquierda.
- Puntuación preoperatoria: 12 - 23 - 16. Total 51 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 10 - 23 - 23. Total 56 puntos.
- Resultado a los 2 años de la intervención: Malo. Este resultado se halla notablemente condicionado al dolor retropatear, por el grave deterioro de esta articulación sobre la que no se actuó. El paciente esta pendiente de un segundo tiempo operatorio.

- Figuras 88C y 89C.



Figura 88C.- Gonartrosis con grave afectación panarticular.



Figura 89C.- Prótesis intracondilar St. Georg (modelo actual).

Caso nº 39

- V.V.S., H. 65 años. Gonartrosis secundaria. Artrodesis de cadera izquierda.
- Prótesis intracondilar Sr. Georg, rodilla izquierda.
- Puntuación preoperatoria: 10 - 8 - 20. Total 38 puntos
- Puntuación postoperatoria: 31 - 20 - 30. Total 81 puntos.
- Resultado a los 14 meses: Bueno.
- Figuras 90C y 91C.

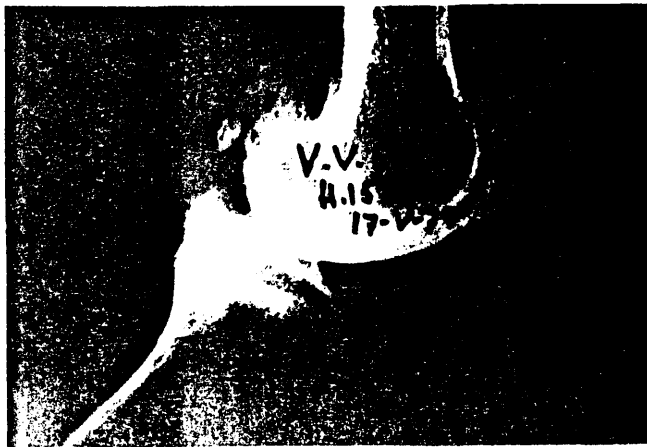


Figura 90C.- Gonartrosis secundaria.



Figura 91C.- Prótesis intracondilar St. Georg.

Caso nº 40

- L.P.T., H., 59 años. Gonartrosis bilateral.
- Prótesis duopatela (Insall y Ranawat), rodilla derecha.
- Puntuación preoperatoria: 8 - 17 - 26. Total 51 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 27 - 22 - 30. Total 79 puntos.
- Resultado a los 3 años. Satisfactorio. La enferma desea ser operada de la otra rodilla.
- Figuras 92C y 93C.

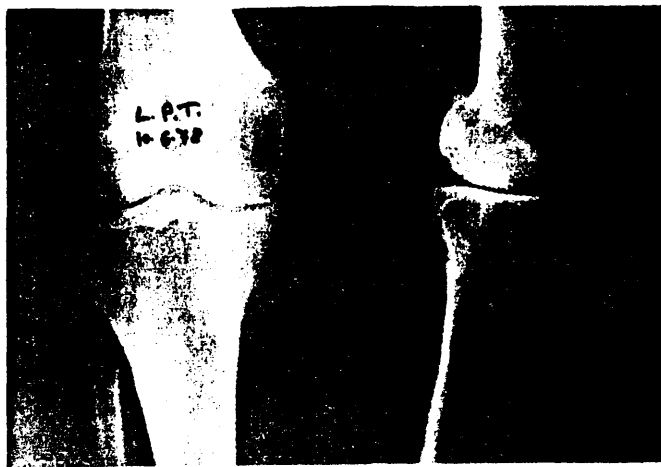


Figura 920.- Gonartrosis derecha.

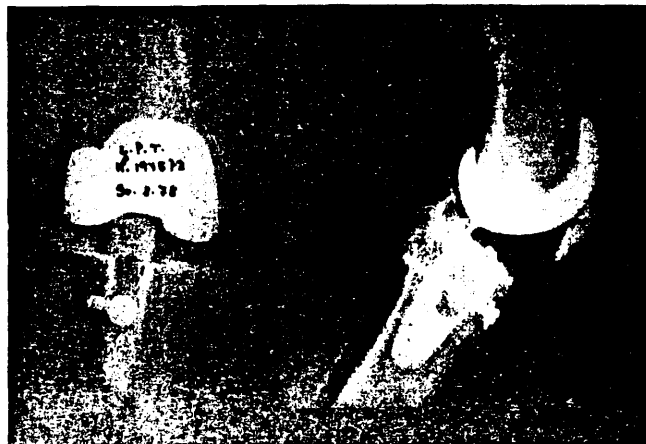


Figura 930.- Prótesis duopatela (Insall-Ranawat).

Caso nº 41

- C.D.R., H. 49 años. Gonartrosis secundaria.
- Prótesis duopatela (Insall-Ranawat) rodilla izquierda.
- Puntuación preoperatoria: 9 - 15 - 22. Total 46 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 29 - 26 - 30. Total 85 puntos.
- Resultado a los 2 años: Bueno.
- Figuras 94C y 95C.



Figura 94C.- Gonartrosis secundaria.

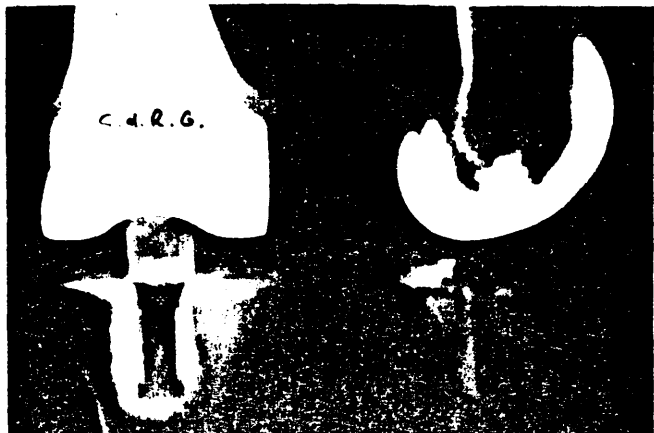


Figura 95C.- Artroplastia duopatela (Insall-Ranawat).

Caso nº 42

- A.M.M., V., 41 años. Artritis reumatoide generalizada. Artrodesis de cadera izquierda. Artrodesis de rodilla derecha.
- Prótesis duopatela (Insall-Ranawat) rodilla izquierda.
- Puntuación preoperatoria: 15 - 13 - 25. Total 53 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 33 - 24 - 30. Total 87 puntos.
- Resultado a los 2 años: Bueno.
- Figuras 96C y 97C.



Figura 96C.- Artritis reumatoide. Artrodesis rodilla derecha.



Figura 97C.- Prótesis de duopatela (Insall-Ranawat) rodilla izquierda.

Caso nº 43 y 44

- M.G.M., H., 63 años. Gonartrosis bilateral subluxante. Genu varo de 20 grados.
 - Artroplastia de duopatela (Insall-Ranawat) rodilla derecha (mayo 1975).
 - Artroplastia duopatela (Insall-Ranawat) rodilla izquierda (febrero 1979).
 - Puntuación preoperatoria rodilla dcha.: 10-16-20. Total 46.
 - Puntuación preoperatoria rodilla izqda.: 8-14-18. Total 40.
 - Puntuación postoperatoria rodilla dcha.: 31-25-30. Total 86.
 - Puntuación postoperatoria rodilla izqda.: 27-22-27. Total 76.
- Error técnico: Ligera inclinación posterior del plato tibial en rodilla izquierda.
- Resultado a los 54 meses de la rodilla derecha. Bueno.

- Resultado a los 12 meses de la rodilla izquierda: Satisfactorio pero con molestias.
- Figuras 98C, 99C y 100C.



Figura 98C.- Gonartrosis bilateral.



Figura 99C.- Prótesis duopatela (Insall-Ranawat) rodilla derecha.

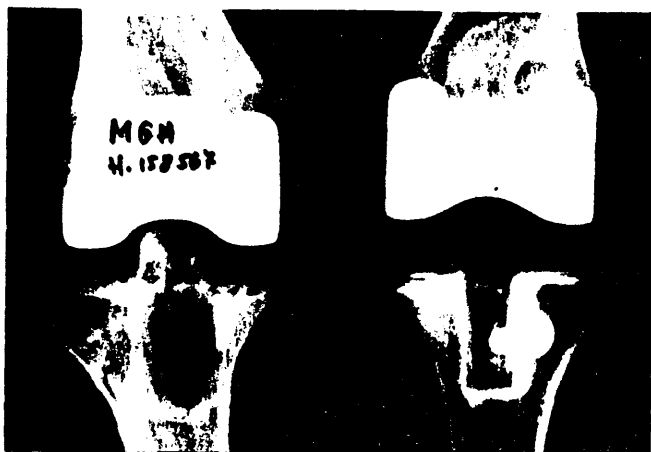


Figura 100C.- Artroplastia bilateral. En una rodilla se practicó desinserción de la tuberosidad tibial como parte de la técnica.

Caso nº 45 y 46

- N.C.H., H., 59 años. Gonartrosis bilateral. Genu valgo de 20°.
- Artroplastia T.C.P. (Insall-Ranawat) rodilla dcha. (enero 1979).
- Artroplastia T.C.P. (Insall-Ranawat) rodilla izquierda (septiembre 1979).
- Puntuación preoperatoria rodilla dcha.: 4-17-18. Total 39.
- Puntuación preoperatoria rodilla izqda.: 10-17-18. Total 45.
- Puntuación postoperatoria rodilla dcha.: 31-23-25. Total 79.
- Puntuación postoperatoria rodilla izqda.: 31-22-28. Total 81.
- Error técnico; Inclinação posterior de 10° del plato tibial.
- Resultado a los 18 meses de la rodilla derecha. Satisfactorio.
- Resultado a los 12 meses de la rodilla izqda.: Bueno.
- Figuras 101C, 102C y 103C.



Figura 101C.- Gonartrosis bilateral.



Figura 102C.- TCP (Insall-Ranawat) rodilla derecha.

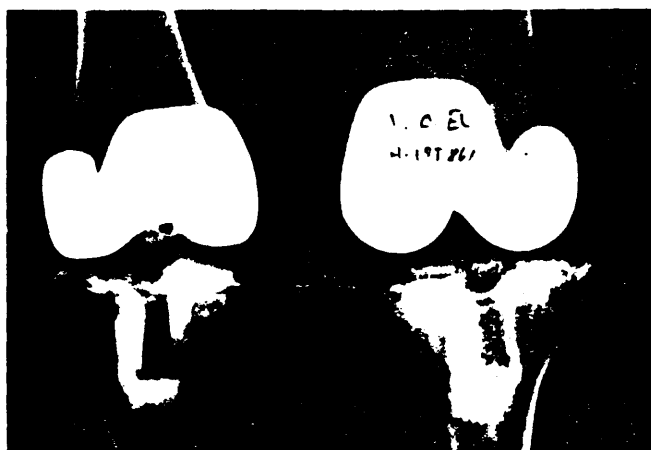


Figura 103C.- Artroplastia bilateral con TCP.

Caso nº 47

- T.B.P., H., 66 años. Gonartrosis subluxante. Deformidad combinada en varo y flexo de 30°.
- Artroplastia T.C.P. (Insall-Ranawat), rodilla izquierda.
- Puntuación preoperatoria: 10 - 14 - 9. Total 33 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 30 - 22 - 27. Total 79 puntos.
- Resultado a los 18 meses: Satisfactorio.
- Figuras 104C y 105C.



Figura 104C.- Gonartrosis subluxante.
Genu varo de 30°.

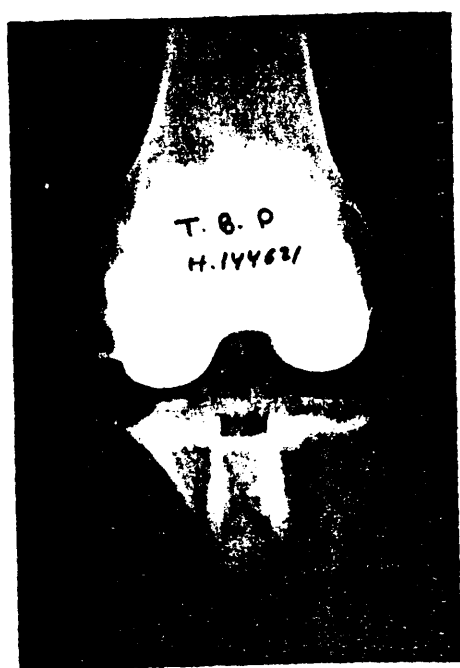


Figura 105C.- Artroplastia con TCP.

Caso n° 48

- R.R.G., H., 74 años. Gonartrosis izquierda. Osteotomía previa.
- Artroplastia T.C.P. (Insall-Panawat) rodilla izquierda.
- Puntuación preoperatoria: 10 - 19 - 19: Total 48 puntos.
- Puntuación postoperatoria: 25 - 27 - 30. Total 82 puntos.
- Resultado a los 2 años: Bueno.
- Figuras 106C y 107C.



Figura 106C.- Gonatrosis izquierda.



Figura 107C.- Artroplastia con TCP.

Caso nº 49

- E.F.C., V., 54 años. Gonartrosis bilateral. Varo de 20°, bilateral. Doble osteotomía.
- Prótesis T.C.P. (Insall-Ranawat) rodilla izquierda.
- Puntuación preoperatoria rodilla dcha.: 12-21-19. Total 52.
- Puntuación preoperatoria rodilla izqda.: 14-19-18. Total 51.
- Puntuación postoperatoria rodilla dcha.: 26-27-30: Total 83.
- Resultado a los 14 meses de la artroplastia en rodilla dcha.: Bueno.
- Figuras 108C, 109C y 110C.



Figura 108C.- Gonartrosis bilateral. Osteotomía.



Figura 109C.- Artroplastia TCP rodilla derecha.

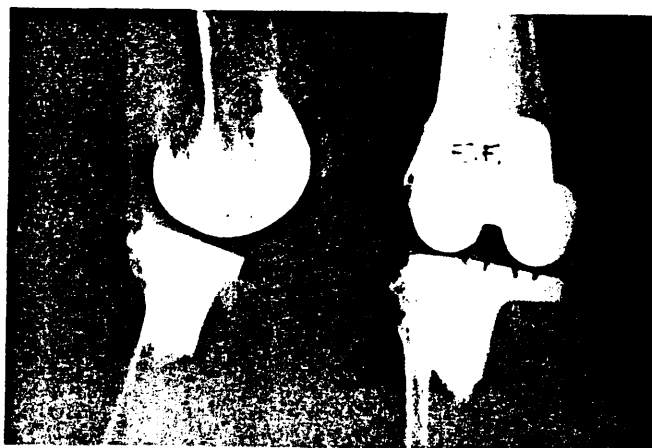


Figura 110C.- Artroplastia TCP (con bandeja metálica en componente tibial en rodilla zquierda.

DISCUSSION

El desarrollo de la prótesis de rodilla al no poder ajustarse a un patrón idóneo ha seguido diferentes caminos que, finalmente, han conducido a la manufactura de diseños con características propias y definidas, obligándonos a clasificar en diferentes grupos para una mejor sistematización. La diversidad de técnicas, con resultados poco coincidentes y en ocasiones hasta discordantes, ha contribuido a enmarañar más esta cuestión. Los criterios rígidos de los autores han dificultado aún más el clima apropiado que requeriría un buen entendimiento de esta cuestión.

Hemos revisado la mayor parte de la literatura mundial publicada a propósito de artroplastia de rodilla, y seguido su evolución a través de comunicaciones, conferencias, visitas de trabajo y contactos personales. Ello nos ha permitido el convencimiento de la necesidad de una normativa sobre conceptos básicos. Solo entonces estaremos en disposición de comprender la verdadera utilidad de las prótesis de rodilla, las indicaciones y el resultado que podemos conseguir con esta cirugía.

a. Prótesis totales o parciales.

Recordamos que el término de prótesis parcial lo reservamos para aquellos implantes que realizan la sustitución de un sólo par articular. Este tipo de artroplastia, que quizás alcanzó su auge con el modelo de Mc Intosh, hoy se utiliza muy raramente. En una articulación de carga la superficie articular opuesta a la reemplazada sufre un stress considerable que pronto se traduce en intolerancias. El balance de resultados, correspondientes a estos implantes y que fueron emitidos por sus autores, ha experimentado con respecto a la impresión primera, un considerable retroceso a más largo plazo. Actualmente, resulta más razonable la sustitución de ambas superficies articulares y cuesta trabajo encontrar una razón para no proceder

así. Las prótesis parciales han perdido su vigencia y su interés forma parte de la historia. Esta cuestión parece zanjada.

b. Sustitución total o unicompartmental.

Este punto no está actualmente esclarecido y las opiniones se hallan divididas. Cuando la patología afecta a los dos compartimentos femorotibiales así como al femorotuliano, queda fuera de duda que la sustitución debe ser total. Como quiera que las cosas no siempre ocurren así y, en ocasiones, se encuentra especialmente afectado uno de estos compartimentos, entra en juego la opción más conservadora de sustitución unicondílea. ¿Resulta razonable este proceder?

En principio hay que considerar el tipo de afección, la índole de la enfermedad. La artritis reumatoide por su carácter progresivo y generalizado exige, sentada la indicación de artroplastia de rodilla, que ésta debe ser total y en ningún caso se justificaría una sustitución unicompartmental en un paciente de esta índole. Diferente perspectiva ofrece la gonartrosis. Su evolución lenta e insconstante, su localización a veces circunscrita a un solo compartimento de la rodilla y su carácter posiblemente secundario a una alteración de ejes o a una hiperpresión femorotuliana, obligan a realizar un planteamiento menos rígido en comparación con la artritis reumatoide. Creemos que, en estas circunstancias, puede indicarse la artroplastia del compartimento afecto con el uso de una prótesis unicondílea o femoropatelar, siempre que hayamos descartado previamente la conveniencia de una osteotomía. La mayoría de los autores y especialmente los creadores de diseños modulares, comparten esta opinión. Nosotros, hemos obtenido muy buenos resultados con este proceder, que ha permitido a varios de nuestros pacientes reintegrarse a su actividad laboral sin limitaciones. Se han invocado razones contrarias a este método,

como el desequilibrio de presiones y la alteración de coeficientes de fricción. No se debe ignorar esta posibilidad pero, en la práctica, parece que su incidencia es muy escasa. En resumen, teniendo en cuenta la opinión de muchos autores y en base a nuestros propios resultados, la sustitución de un solo compartimento en gonartrosis, cuando la patología es selectiva, resulta perfectamente válida siempre y cuando la indicación protésica sea correcta y se hayan agotado otros métodos de cirugía.

Un comentario especial merece la sustitución de la articulación femorotibial respetando el compartimento femorotuliano, al margen muchas veces del estado del mismo. La mayoría de los modelos, en principio, no incluían la posibilidad de sustitución femoropatelar. La experiencia ha demostrado que este proceder origina problemas patelares a largo plazo, requiriendo la revisión quirúrgica y sustitución secundaria de la rótula. Algunos diseños de prótesis de charnela, como GUEPAR, han rectificado su modelo dotando al mismo de una superficie para la patela. Autores de prótesis rotacionales, como Attemborough, que inicialmente no sustitufan la rótula, han modificado su criterio a la vista de los problemas suscitados.

Respecto a las prótesis de deslizamiento, de diseño más geométrico, incluyen en general la posibilidad de sustitución femoropatelar, conjuntamente con la articulación femorotibial.

Sobre esta cuestión incidiremos más adelante al referirnos a los problemas patelares, pero es necesario recordar aquí que en la enfermedad articular no se puede ignorar la contribución del compartimento anterior de la rodilla y considerar suficiente con ocuparse de la articulación principal. La artroplastia, en estos casos, debe ser total. Este concepto, es compatible con la indicación que hacíamos en ciertos casos especiales de gonartrosis con afectación única medial, lateral o

anterior y donde la sustitución unicompartmental puede proporcionar buenos resultados.

c. Prótesis rígidas o fisiológicas.

El deseo de un mayor fisiologismo para la artroplastia de rodilla preside la intención de cualquier diseñador. Pero, este concepto, no puede aplicarse con rigor anatómico y ha de ser proporcional a la envergadura de la operación tanto como al resultado que esperamos de la misma. La rodilla es una diartrosis de superficies discordantes que desarrolla, al tiempo de un movimiento de flexo-extensión, otros de rotación y deslizamiento. Esta complejidad biomecánica no puede resumirse en un único movimiento de flexo-extensión. Las prótesis de bisagra, por su propia concepción, no pueden reunir la exigencia fundamental que impone la rodilla en extensión. En este caso, se da lugar a que una porción del fémur, como el 1/3 inferior, que normalmente sólo es requerido por una sollicitación en compresión, lo sea también en torsión o cizallamiento. Ello genera aflojamientos y movilizaciones, que se producen cuando una fuerza es transmitida a través de dos diferentes materiales en contacto con distinto módulo de elasticidad.

La cadera puede suplir parte de las sollicitaciones que fisiológicamente asume la rodilla y que ahora no puede cumplir el sistema rígido de la prótesis. Esta circunstancia puede generar, otras veces, roturas protésicas, fracturas óseas o ambas cosas a la vez, similares a las registradas por nosotros con el modelo de prótesis isoelástica. En este caso, el componente femoral se fabricó en plietileno, con módulo de elasticidad parecido al hueso y cuyo vástago debería absorber, teóricamente, parte de aquellas sollicitaciones. Pero la solidez mecánica de este material no fue suficiente para asumir la función encomendada basándose en unos cálculos teóricos erróneos. En-

tonces, hemos registrado la rotura del componente femoral a ni vel supra e intercondilar, zona posiblemente más débil, corres pondiente al 1/3 inferior del fémur que es el punto más con- flictivo en estos casos. Este modelo de prótesis no se fabrica y ha sido sustituido por otro diseño en metal-metal, con roda- mientos o coginetes de polietileno, con el que no hemos regis- trado accidentes similares. Esta desgraciada experiencia, ha puesto de relieve la magnitud del problema mecánico de las pró- tesis de charnela, que pueden dar lugar, si no a fracasos tan espectaculares y dramáticos como los vividos por nosotros, sí. originar aflojamientos o intolerancias que aconsejan la extrac ción de la prótesis, habiendo entonces de afrontar la dificul- tad que conlleva cualquier operación de rescate. Estos implan- tes son de considerable tamaño y requieren la retirada de una parte de hueso importante, además de una buena porción de ce- mento utilizada para la fijación de los tallos medulares.

Hemos de reconocer que existen muchos pacientes porta- dores de charnelas que hacen su vida con plena autonomía y re- lativo confort. En nuestra propia casuística, los resultados globales, en este grupo, son satisfactorios, pero siempre den- tro de un tipo de enfermos con actividades limitadas, que no someten sus rodillas a exigencias funcionales excesivas. Por todo ello, la utilidad de las charnelas ha perdido vigencia y su indicación queda reservada a situaciones extremas.

Las prótesis de deslizamiento, son, por principio, más fisiológicas y los inconvenientes en caso de fracaso resultan notablemente inferiores a la hora de encontrar una solución. La mayor crítica que siempre se ha hecho de estos implantes ha consistido en su dependencia a los elementos estabilizadores de la rodilla, que puede contraindicarlos en ciertos casos muy evolucionados y que presenten deformidades severas, difíciles de corregir. Este concepto clásico, que se puede aplicar con todo rigor a las prótesis modulares, ha perdido parte de su vi gencia con las prótesis de forma más geométrica, que pueden re

sultar autoestables por la propia congruencia de sus superficies de deslizamiento, al tiempo de corregir deformidades de gran magnitud. Ello, requiere una técnica quirúrgica muy depurada, que incluye la liberación de partes blandas cuando la deformidad es fija, a fin de evitar sacrificios óseos innecesarios que debiliten la estabilidad articular. De esta forma, la aplicación de estos implantes se hace extensiva a gran parte de la patología que antes era únicamente tributaria de prótesis articulares totalmente constreñidas. Nosotros, hemos corregido deformidades fijas de hasta 40° con éxito siguiendo este procedimiento con la prótesis TCP. Por otra parte, resulta más seguro utilizar un método que esté avalado por una gran experiencia. Los autores de esta técnica, junto con la ICLH, realizan frecuentes valoraciones de resultados que les han inducido a introducir ciertas variantes. Esta actitud, si bien resulta confortante al ser exponente de una constante revisión, también puede incurrir en confusiónismo si tales modificaciones se llegan a prodigar. De todas formas, cualquiera de estos procedimientos u otro de similares características, ofrecen perspectivas muy halagueñas para la artroplastia de rodilla, no definitivamente resuelta, pero que ha entrado en una etapa firme que se puede contemplar con optimismo.

Personalmente no poseemos experiencia con las prótesis que hemos denominado rotacionales. Su carácter fisiológico las hace muy sugestivas, si bien parece que la estabilidad en rotación no está conseguida en algunos casos. Se han registrado accidentes, como la rotura del pivote intracondilar, pero estos inconvenientes son atribuibles a un determinado modelo y su incidencia no puede generalizarse.

Tenemos pocos datos demostrativos de la forma en que se resuelven las complicaciones surgidas con estos implantes, circunstancia que siempre debemos tener en cuenta. En cualquier caso estas prótesis han postergado a las charnelas, al absorber gran parte de sus indicaciones. Su carácter fisiológico,

al permitir un tercer movimiento en rotación, les ha asegurado un lugar importante en el dispositivo terapéutico para el reemplazamiento de la rodilla y las perspectivas son muy esperanzadoras. Conviene esperar una más larga evolución para emitir un juicio definitivo.

d. Cemento como medio de fijación.

El cemento o polimetilmetacrilato se obtiene de la unión del polímero con su propio monómero (véase capítulo de materiales), dando lugar a una reacción de polimerización, que pasa por una fase de pasta moldeable. Antes de endurecerse penetra a presión en las anfractuosidades y rugosidades del hueso y la prótesis, permitiendo la unión firme de ambos elementos.

Al cemento, como medio de fijación, cabe atribuirle varias funciones. Aumenta el área de contacto disminuyendo el stress de compresión, además, al penetrar entre las trabéculas óseas genera una resistencia a la tensión y al cizallamiento.

La asociación del cemento con los antibióticos constituye una medida de enorme utilidad en la profilaxis y tratamiento de la infección protésica. En este sentido, los trabajos e iniciativa de H.W. Buchholz, resultaron trascendentales. A pesar de las incomprensibles dificultades que existen en nuestro país para que la industria farmacéutica nos ofrezca la combinación de ambos productos, preparada en el laboratorio, nosotros asociamos de manera sistemática la gentamicina al cemento. El amplio espectro de acción de este antibiótico, que incluye a gérmenes Gram-positivos y Gram-negativos, unido a sus características químicas, avalan la elección de la gentamicina.

Las alteraciones de tipo histológico en torno al cemento, son bien conocidas. Numerosos autores como Charnley, Craw-

ford y Wilert, se han ocupado de ello. Personalmente, también realizamos un estudio experimental sobre la reacción del hueso y cartilago articular ante la presencia de metil-metacrilato. En general las reacciones de tipo histológico no suponen causa para contraindicar el uso de este medio de fijación.

No se ha podido demostrar efecto carcinogénico del metil-metacrilato en la clínica.

Las alteraciones de índole circulatoria producidas por el cemento y que fueron descritas en el capítulo de complicaciones, revisten interés y deben ser tenidas en cuenta.

La presencia del cemento dificulta las operaciones de rescate en caso de fallo protésico. En ocasiones, los extremos óseos aparecen eburnificados y no es fácil conseguir la artrodesis, objetivo que requiere la retirada exhaustiva del cemento en la misma forma que si deseamos efectuar un recambio, operación muy laboriosa, que exige gran rigor y minuciosidad para conseguir un resultado eficaz. Personalmente, en nuestras complicaciones con charnelas cementadas, el cemento ha constituido un serio inconveniente al intentar una operación de rescate.

Además de suprimir estos inconvenientes y otros que pudieran surgir, las ventajas de la fijación sin cemento son:

- 1) El volumen material del implante se reduce;
- 2) La posibilidad de abrasión de las superficies articulares, por esta causa desaparecería;
- 3) Se disminuye el tiempo de la intervención quirúrgica;
- 4) Se consigue una interfase más estable con menor tendencia al despegamiento y a la contaminación bacteriana.

Estas ventajas, aunque de orden teórico según advierte Freeman al enunciarlas, pensamos resultan de gran evidencia a la luz de nuestros conocimientos. En base a ello, aquel autor, intenta actualmente la implantación protésica del componente tibial sin el concurso del cemento. Con este propósito, ajus-

ta los cortes óseos a fin de adaptar con precisión la prótesis, portadora de dos tetones provistos de unas espiras que se ajustan al lecho óseo, que penetra entre las mismas de manera similar a lo ocurrido con un tornillo de esponjosa. Freeman, advierte que desde 1977 en que inició este procedimiento, no ha observado despegamientos, obteniendo resultados similares a los casos cementados.

Conductas paralelas son seguidas por otros autores, como Yamamoto en Japón y Motta y Callea en Italia.

Este objetivo se persigue igualmente con materiales autoimplantables del tipo de las cerámicas, metales porosos o prótesis madreporicas, más experimentadas a nivel de la cadera. Es ésta una discusión abierta. Hoy, podemos afirmar que el cemento constituye un medio de fijación valioso, pero del que nos gustaría poder prescindir en un futuro.

e. Materiales idóneos al diseño protésico.

Una de las principales causas de los fracasos que coronaron las múltiples tentativas, realizadas en la larga historia de la artroplastia de rodilla, fue la ausencia de materiales afines para esta misión.

La resistencia y el desgaste son los principales factores a tener en cuenta en la elección de materiales. Desde un punto de vista de bioingeniería y remitiéndonos a este capítulo, es recomendable que los componentes protésicos en contacto sean de estructuras diferentes. También se ha comprobado que dos metales distintos, dentro de un medio biológico, suponen un elevado elemento de corrosión. El mecanismo de desgaste del polietileno sobre el acero aunque plantea cierta problemática no exenta de sutileza (ver consideraciones biomecánicas), ofrece un índice de tolerancia muy superior, que aconseja la inclu

sión de este material como parte del diseño. Las limitaciones de la prótesis de rodilla por problemas de resistencia son afortunadamente escasas, y la amenaza de la fractura de los componentes de consecuencias tan catastróficas, es actualmente mínima.

Las aleaciones en cromo cobalto son bien toleradas y mecánicamente ofrecen buenos resultados. De este material se fabrican las superficies convexas metálicas que corresponden al componente femoral. Las superficies cóncavas se hacen en polietileno de alta densidad. Dicha combinación, como minuciosamente fue expuesto en el capítulo de materiales, ofrece propiedades de desgaste aceptables. Este problema es trascendente, pudiendo determinar que la duración útil de la sustitución total de rodilla quede condicionada al desgaste de sus componentes. Muchos diseños procuran que el polietileno constituya únicamente superficies de deslizamiento, para evitar que este material asuma funciones mecánicas. Personalmente compartimos esta precaución, puesto que hemos sido testigos del fracaso del polietileno cuando se le hace soporte de solicitaciones importantes, misión que no puede cumplir por su falta de solidez mecánica.

El acero inoxidable se utiliza cada vez con menos frecuencia, dado que sus cualidades en este sentido parecen inferiores y ofrecen más inconvenientes.

Otros metales, como el titanio, son excepcionalmente utilizados. Su concurso es útil en caso de intolerancias o raras sensibilizaciones, como las registradas por el níquel.

No se ha podido demostrar actividad carcinogénica en la clínica producida por las partículas del desgaste del polietileno y aunque los ensayos de laboratorio pueden dar lugar a especulaciones en este sentido, por el momento esta cuestión no inspira particular inquietud.

Los intentos realizados con otro tipo de materiales, como las cerámicas y metales de superficies rugosas, van mas dirigidos a conseguir que la prótesis sea autoimplantable, sin el concurso del cemento, que a mejorar las características mecánicas de aquellos más experimentados y cuya tolerancia es admitida a la luz de los resultados actuales.

f. Estabilidad intercondilar.

Quedan lógicamente fuera de este planteamiento las prótesis articuladas.

En estudio comparativo realizado por Sledge y cols., entre artroplastias modulares y duocondilar (módulos unidos), un porcentaje importante de las primeras fallaron por subluxación lateral, en contraste con otro grupo de 143 artroplastias duocondilares en donde radiológicamente no se apreciaron signos de subluxación. Como resultado de esta revisión y del análisis de los modos de fallo, el concepto modular fue abandonado.

En otro trabajo realizado por Bryan con la artroplastia policéntrica, en un seguimiento a largo plazo, se puso de manifiesto el fallo por dislocación o subluxación, en un porcentaje superior al registrado en las evaluaciones a menor plazo. En este caso, generalmente, fue el componente femoral el que deslizó hacia atras. Aunque Bryan apunta que adicionalmente el fallo pudo ser causado por hundimiento del componente tibial, en general y al igual que se desprende del trabajo de Sledge, estos fracasos guardan relación con la laxitud ligamentosa. Es evidente, que en procesos evolutivos la enfermedad continua a pesar de la artroplastia, como ocurre en las artritis reumatoideas. En estos casos los ligamentos, que inicialmente parecen suficientes, con el transcurso del tiempo se deterioran y terminan por claudicar, pudiendo abocar al fracaso de la prótesis.

Todo ello, nos induce a dos reflexiones:

1) Revisión del concepto de artroplastia modular.- Aunque ya hemos hablado de ello, en este momento conviene recordar que las indicaciones de estos implantes deben restringirse a los casos más leves y casi nunca deberían ser aplicadas en enfermos con artritis reumatoides, por las causas reseñadas anteriormente. Pueden seguir siendo útiles en gonartrosis, especialmente cuando decidamos realizar una sustitución unicompartimental.

2) Revisión del concepto de estabilidad intercondilar en artroplastias no modulares.- Aunque el tipo de prótesis con componentes de diseño mas geométrico, por la congruencia de sus superficies articulares, consiguen en gran manera cierta autoestabilidad, esta, no siempre es suficiente a pesar de la eminencia intercondilar de que suelen estar provistas. Esta circunstancia, ha sido estudiada por Insall, que ha recogido los datos de mas del millar de artroplastias TCP. Este autor, observó un número de casos en que la estabilidad anteroposterior no fue conseguida con el diseño TCP simple, produciéndose subluxación de la tibia. En base a estos datos, Insall, ha introducido dos opciones a la prótesis original. La TCP II va provista de un pivote intercondileo, que garantiza la estabilidad anteroposterior cuando esta no se consigue con la TCP simple. Para los casos en que por añadidura la estabilidad lateral no sea satisfactoria, Insall propone otro modelo, en donde los componentes principales protésicos llevan unos pequeños vástagos intramedulares.

Es fácil comprobar como Insall al dotar a su modelo original de estos aditamentos, para prever contingencias derivadas de una falta de estabilidad, se aproxima al diseño genérico de las prótesis rotacionales o en "pivote", que también se hallan previstas de pequeños vástagos intramedulares para su estabilización. Esto nos demuestra, una vez más, que los dife-

rentes modelos de prótesis actuales, ausente una artroplastia definitiva, solo pueden ser soluciones distintas para un mismo problema, según el estado y evolución de la patología articular. Pero resulta significativo apreciar como habiendo seguido diferentes caminos, estas soluciones tienden a converger en una sola vía, a la luz de los datos aportados por la experiencia de los últimos años.

g. Superficie geométrica de los componentes protésicos.

Aunque en un plano teórico puede parecer ideal en la sustitución protésica, realizar una réplica exacta de la articulación natural, ello resultaría difícil y poco práctico. La fidelidad de la reproducción debe ajustarse, más que a particularidades anatómicas, a características de fisiologismo que supongan el máximo grado de efectividad.

1) Componente femoral.- Las ventajas del componente femoral bicondilar sobre el monocondilar han sido puestas de manifiesto por Insall y otros autores y actualmente, corroboradas por la práctica quirúrgica. Así lo ha reconocido Freeman, quien ha modificado su versión inicial con componente monocondilar. Con este proceder la inserción resulta más fácil y las posibilidades de dejar restos de cemento en el compartimento posterior, con efecto abrasivo, quedan suprimidas. En este sentido, es también positivo la presencia de la escotadura intercondilea, aun en el caso de que la técnica quirúrgica no preserve los ligamentos cruzados. La opción de que este componente se vea alargado en su parte anterior por una pestaña que recubre la articulación de la patela, es la opinión más compartida y útil por razones que ya hemos apuntado y sobre los que habremos de insistir en el estudio de los problemas patelares.

Personalmente, preferimos la versión bicondilar, habiendo reservado el uso de la prótesis modular para casos seleccionados.

En suma, componente femoral bicondilar con articulación patelar es la versión más efectiva y completa.

2) Componente tibial.- Más controvertida puede resultar la geometría de este componente, donde inciden con más fuerza factores como posibilidad de aflojamiento, estabilidad y acción del ligamento cruzado posterior (cuando se decide preservarlo). Estas cuestiones, aunque guardan una indudable relación, las consideramos separadamente con el fin de matizar el hecho de la discrepancia que reina al respecto.

Sledge en su estudio comparativo entre dos series de duopatela (con superficie geométrica del componente tibial y pestaña femoral) y duocondilar (mas acorde con el concepto modular), comprobó que la incidencia de línea radioluciente era superior en la serie duopatela. Ello sugiere, que el grado de constricción del implante es proporcional a la presencia de líneas radiolucientes. Hemos de deducir que las fuerzas que recaen en la interfase cemento hueso son mayores en las prótesis más constreñidas. Los autores del trabajo consideran conveniente que en el corte sagital el plato tibial sea lo más plano posible, debiendo conservar la curvatura superior a fin de permitir el deslizamiento de los cóndilos.

Por otro lado y puesto que la mayor congruencia de las superficies articulares constituye la base del concepto de estabilidad, que permite incluso suprimir la función de los ligamentos cruzados, cabe pensar que esta intención no satisface las conclusiones citadas anteriormente. En este sentido volvemos al viejo dilema: ¿prótesis más constreñidas y autoestables o prótesis no constreñidas delegando la estabilidad a las estructuras naturales de la rodilla?. Nosotros no creemos neces

rio plantearse esta alternativa en términos estrictos. Las charnelas aseguran por su propia concepción la estabilidad, en cambio sus inconvenientes son bien conocidos. Las prótesis modulares son prototipo de fisiologismo, pero se hallan sujetas a importantes limitaciones. Por tanto, la solución no puede ser radical y necesario será realizar un balance de ventajas e inconvenientes a la luz de nuestra experiencia y actuales conocimientos.

El componente tibial, geométrico, ofrece una mayor solidez mecánica y congruencia de sus superficies articulares. Resulta de más fácil adaptación y permite la corrección de importantes deformidades, sin menoscabo de la estabilidad articular, merced a la técnica quirúrgica y características del diseño. Su mayor grado de constricción, con respecto a la prótesis modulares da lugar, sin duda, a mayores sollicitaciones, que al incidir en la interfase cemento hueso pueden llegar a generar movilizaciones. Pero este inconveniente es, en gran parte, mitigado por la técnica de inserción que analizamos al referirnos a los despegamientos. Por todo ello, el componente tibial único bicondilar, con eminencia intercondílea, superficies superiores excavadas y bordes planos, debe reunir mayores ventajas y un campo de aplicación más extenso, dentro de los diferentes grados de patología articular.

3) Componente patelar.- La necesidad de sustituir la superficie articular de la rótula es cada vez más compartida. La forma de este componente no se ajusta a un patrón común. Unas veces es cónica, otras presenta una eminencia alargada para ajustarse a la glena femoral. Por último, algún autor como Freeman, prefieren una superficie cóncava y únicamente curvada en un sentido, con la intención de disminuir el desgaste, dando más importancia al centrado correcto del aparato extensor que a la configuración del implante. Curiosamente es esta una cuestión apenas debatida. La discusión, actualmente, está centrada simplemente en la conveniencia o no de sustituir esta ar

ticulación. Estamos con Freeman cuando enfatiza la importancia de cuidar la técnica del centraje y realizar, si es preciso, alguna corrección. Nosotros no hemos registrado complicaciones por este motivo, pero resulta lógico pensar que las posibilidades de subluxación quedarán aminoradas en función directa de la congruencia articular. Por ello veríamos gustosos que el implante reproduzca en lo posible la forma de las superficies naturales.

h. Posibilidades de despegamiento protésico aséptico.

Ofrece esta cuestión carisma de gran actualidad y reciente compromiso, dado que su incidencia tiene lugar varios años después de la operación. Sus características, problemática, frecuencia y criterios diagnósticos, han sido analizados ampliamente en el apartado correspondiente de complicaciones. En esta discusión queremos únicamente resaltar la forma en que tal eventualidad condiciona el desarrollo y porvenir de la artroplastia de rodilla.

Coventry, afirma que el despegamiento es una combinación de factores: selección del paciente, técnica quirúrgica, diseño de la prótesis y calidad del hueso subyacente. Cabe añadir, también, la influencia del peso, la edad, el estado de las articulaciones supra y subyacente y la técnica precisa de cementación. Lo cierto es que este problema, en principio infravalorado, ha adquirido recientemente grandes proporciones. Bryan en un estudio a largo plazo sobre la prótesis policéntrica, ha observado como los fallos por este motivo son superiores a los registrados en las evaluaciones correspondientes a los 4 años siguientes a la intervención.

El aflojamiento sobreviene por un conflicto surgido a nivel de interfase hueso cemento, si bien también es patente en

las prótesis que no usan cemento, como ha sido puesto de manifiesto por Jones con modelo Waldius no cementado.

Las fuerzas que actúan sobre la rodilla no pueden ser absorbidas por las estructuras naturales en las prótesis totalmente constreñidas, como las charnelas, en donde la porción inferior del fémur se convierte en zona conflictiva. En las prótesis más fisiológicas no articuladas resulta, el componente tibial, el más solicitado y el que ofrece mayor índice de aflojamientos. La magnitud de este problema se halla aminorada en los implantes con mayor libertad de movimientos, como ocurre con las prótesis modulares. En los diseños con mayor grado de constricción el riesgo aumenta. A más abundamiento, resultan demostrativos los hallazgos de Insall, quien ha encontrado menor índice de despegamientos con la rodilla TCP simple que con la TCP II, que a través de un pivote intercondíleo procura una mayor estabilidad, lo que supone al implante mayor rigidez con respecto al modelo simple.

El aflojamiento protésico es, según opinión de algunos autores como Ranawat, la causa más frecuente de fracasos, con índices superiores a los registrados por la infección. Por ello, esta posibilidad pesa actualmente en el ánimo de bioingenieros y diseñadores que han rectificado criterios iniciales en previsión de esta contingencia.

Actualmente, se procura para el componente tibial un máximo de superficie de apoyo en la tibia. También parece necesaria la provisión de vástagos de anclaje, que aseguren la implantación. Así lo han comprendido autores como Finerman y Coventry quienes en su versión actual, de prótesis anamétrica, dotan al modelo de un vástago inferior que no poseía la prótesis geométrica. La técnica de cementación debe ser cuidadosa, limpiando previamente cualquier resto de serrín óseo y evitando la acumulación de hematomas. El problema entonces no parece excesivamente preocupante.

Autores como el Grupo Guepar, han procurado para su modelo una mayor longitud de los vástagos. Esta medida contiene un doble filo, por constituir un inconveniente en caso de fracaso en que tengamos que recurrir a una operación de salvamento.

Las prótesis rotacionales, a pesar de su mayor fisiologismo y la presencia de tallos intramedulares, no parecen haber disminuido la incidencia de aflojamientos, cuyo porcentaje es importante dado el escaso tiempo de evolución de este tipo de implantes.

Todavía hay pocos datos que permitan establecer juicios comparativos con aquellos casos donde el componente tibial no es cementado. Esperamos los resultados a mas largo plazo de autores como Freeman que están realizando estudios de este tipo.

La repercusión que la presencia de los ligamentos cruzados puedan tener al respecto, es discutible y sobre ello insistimos al tratar de la conveniencia o no de la preservación de estas estructuras.

La calidad del tejido óseo que recibe la prótesis posee gran repercusión. En este sentido resultan esclarecedoras las observaciones aportadas por Barren y cols., quienes han encontrado un porcentaje muy alto (26%) de aflojamiento protésico, sin sepsis, en aquellas rodillas que habían sido previamente osteotomizadas, frente a solo el 3% de las que no lo fueron. Estos autores, que aún tienen sometido a estudio estos hallazgos, consideran que el fragmento proximal a la osteotomía, puede ser parcialmente necrótico y origen del aflojamiento. Por esta razón procuran que los dos tetones de anclaje del modelo ICLH atraviesen la línea de osteotomía.

En resumen, las medidas encaminadas a disminuir el riesgo de aflojamiento deberán ser:

1) Técnica quirúrgica correcta, con cortes limpios y perfecta adaptación de los componentes, lavado exhaustivo del campo, a fin de arrastrar partículas y cualquier colección hemática, procurando una cementación cuidadosa que evite siempre dejar restos de cemento.

2) El plato tibial debe ser lo suficientemente grande, para apoyar de forma satisfactoria en la cara superior de la tibia y en las corticales de la misma. También debe ofrecer solidez para soportar las cargas en compresión y que, según Morrison (v. conceptos generales del diseño), son durante la marcha, tres veces superiores al peso del cuerpo. Recordemos también, que la carga cíclica que soporta un componente es mayor que la carga estática y más alta la posibilidad de fatiga del mismo.

3) Es preferible que el componente tibial se implante a través de un tallo intramedular. Las posibilidades de aflojamiento, del componente femoral, son menores en prótesis fisiológicas y la necesidad de un tetón o tallo de anclaje en el mismo, parecen más dirigidas en orden a asegurar la estabilidad en casos especiales, que a prevenir aflojamientos, cuya presencia resulta relativamente escasa en este caso. Es de subrayar, por último, la mayor frecuencia de aflojamientos en gonartrosis, comparativamente con artritis reumatoidea, en observación de varios autores. Este hecho puede guardar relación con la menor afectación poliarticular de la gonartrosis, que permite a estos enfermos mayor capacidad de deambulación.

Nosotros, hasta el momento, no hemos registrado aflojamientos confirmados clínicamente (al margen de las producidas por roturas protésicas). Pero si hemos constatado, en cambio, una mayor presencia de línea radioluciente en el componente tibial de los enfermos intervenidos por gonartrosis, y que solo

se ha hecho perceptible a partir de los 2 años de la operación. Esta zona de radiotransparencia la hemos advertido también en algún enfermo portador de prótesis St. Georg con implantación unicondílea. Tal hallazgo por corresponder a un porcentaje bajo de enfermos, no permite extraer conclusiones suficientes por ahora. No hemos advertido zona radioluciente alrededor del componente metálico femoral. En cambio si lo hemos objetivado en varios enfermos portadores de prótesis isoelástica, con componente femoral de polietileno. Ello nos confirma, además de la menor incidencia de aflojamientos a este nivel, la dificultad del diagnóstico radiológico alrededor del componente metálico por las razones aducidas al describir las complicaciones.

1. Tratamiento quirúrgico de los ligamentos cruzados.

Lógicamente, caen fuera de esta discusión las prótesis articuladas cuya técnica incluye el sacrificio sistemático de estas estructuras. La función del ligamento cruzado anterior parece asumida sin graves dificultades por la rodilla protésica y su presencia apenas se cuestiona. La preservación o no del ligamento cruzado posterior es, en cambio, un tema muy debatido y donde los criterios no parecen próximos a coincidir.

Por citar algunas opiniones autorizadas, Coventry cree necesario conservar al ligamento cruzado posterior (LCP). Así lo aconsejan los estudios mecánicos por ellos realizados con vistas a prevenir la subluxación anterior. Además, este autor, cree conveniente la presencia del LCP para la realización de los movimientos más finos en la rodilla. Sledge, considera que el LCP ejerce el control de la flexión y su ausencia desequilibraría el balance de fuerzas.

Opiniones diferentes son las sustentadas por Freeman e Insall, quienes esgrimen varios argumentos:

1) La eliminación de deformidades de cualquier magnitud, exige la eliminación de los ligamentos cruzados muchas veces retraídos. Además, la resección de las espinas tibiales resulta necesaria para la corrección de grandes deformidades.

2) El control de la flexión, ejercido por el LCP, solo tendría lugar con una superficie plana. Si ésta es cóncava, la presencia del mismo, puede dar lugar a entreabrir la articulación en el curso de la flexión, originando fuerzas de compresión en la parte posterior de la meseta y de distracción en la anterior. Su extirpación, en cambio, permitiría la libertad de juego en una superficie cóncava sin el concurso de fuerzas indeseables.

3) La supresión de los ligamentos cruzados, junto con las espinas donde se insertan, simplifica la exactitud de los cortes, la adaptación protésica, la exposición sin riesgo de las diversas estructuras y la técnica quirúrgica en conjunto. ¿Ante esta diversidad de opiniones que debemos hacer?. Cuando los ligamentos se hallan en buen estado, no existan deformidades importantes y hayamos sentado la indicación protésica, es cuando tienen cabida el grupo de implantes mas sencillos y conservadores. Pero, generalmente, cuando pensamos en la sustitución articular la situación es más grave y las soluciones deben guardar parangón si pretendemos mayor efectividad. Entonces creemos que las opiniones de Insall y Freeman adquieren todo su peso específico. Nosotros, hemos utilizado el modelo duopatelar, que conserva los ligamentos cruzados, cuando el estado de los mismos así nos lo ha aconsejado. La técnica nos ha resultado, entonces, más laboriosa y las posibilidades de la cirugía sustitutiva quedan mermadas. El uso de la TCP, con resección de espinas y ligamentos cruzados, amplía el campo de aplicación y merced a ello hemos conseguido correcciones más importantes. Los resultados, en principio, no son desde luego peores que cuando hemos respetado los ligamentos cruzados. Esperamos una mayor casuística y una mas larga evolución, pero por

ahora cada vez estamos más inclinados al uso de la TCP en defecto de la duopatela. De la misma manera, nuestros resultados en los escasos pacientes intervenidos con ICLH sacrificando los ligamentos son excelentes. Personalmente, ello ha constituido un factor más en favor de esta conducta. En algún caso hemos podido reflejar la inserción tibial del LCP, para apoyar el plato tibial conservando este ligamento. No hemos observado, en principio, diferencias sustanciales en el resultado. Aunque este proceder lo hemos mantenido en contadas ocasiones, seguimos su evolución por si ello aportara algún dato. De cualquier modo, esta pauta, no siempre es conveniente ni posible de realizar.

Consiguientemente no hay razones concluyentes a favor de la conservación o no del LCP, la medida a tomar quedará incluida dentro de la técnica que el cirujano elija con arreglo a su criterio y experiencia.

j) Necesidad de sustitución patelar.

Los problemas concernientes a la articulación patelar han sido referidas de forma parcial al tratar la posibilidad de sustitución unicompartimental y más ampliamente en el apartado correspondiente dedicado a complicaciones. Las medidas en torno a la patela son objeto de vivo debate y por ello queremos dedicarle, dentro de esta discusión, un comentario especial. En los primeros momentos de la artroplastia de rodilla, ya dentro de la etapa actual, no se prestó atención alguna a la articulación patelar, considerando suficiente la sustitución de la articulación femorotibial, cuando no se procedió a practicar la patelectomía con sus catastróficas consecuencias. Nosotros realizamos una patelectomía en un paciente con la intención de aumentar la flexión en una sustitución bicondilea. El resultado fue muy malo, al no conseguir mejorar la función y sí favorecer la presentación de genu valgo. En este momento ya no es necesario convencer a nadie de la necesidad de conservar la rótula. Si, en cam-

bio, es preciso recordar, que no es posible tratar la enfermedad articular de la rodilla con cirugía sustitutiva si no es con la artroplastia total, que comprende las articulaciones femorotibial y femoropatelar.

La conveniencia de sustituir ambas articulaciones en artritis reumatoidea está fuera de dudas. En un proceso evolutivo, con afectación poli y panarticular, la sustitución única de la articulación femorotibial en nada puede mejorar al compartimento anterior. Las opiniones en este punto son coincidentes. Mas difícil encontramos la pauta a seguir, en gonartrosis, cuando la articulación femoropatelar está relativamente indemne. ¿Qué debemos hacer entonces?. Una vez más, creemos necesario constatar los datos publicados por los autores con mayor experiencia. Se ha comprobado que muchas veces, cuando no se hace cirugía rotuliana, a lo largo, suelen presentarse problemas a este nivel, que generalmente se traducen por dolor a la flexión y posición sentada. Bryan en su evaluación después de ocho años con prótesis policéntrica, encontró dolores patelares que no se manifestaron en un principio. Sledge y otros cirujanos del Robert Break Hospital, observaron, utilizando criterios clínicos y radiológicos, un 20% de problemas patelares que les indujo al abandono del modelo duocondilar (que no sustituye la rótula) en favor del de duopatela (con sustitución total) y donde solamente el 5% de pacientes refirieron dolor patelar. Insall refiere cómo en 422 sustituciones patelares solamente un caso requirió revisión quirúrgica. Se compara con otra muestra, de 39 pacientes, donde se había respetado la rótula de principio y que precisaron 3 revisiones.

Freeman después de una larga experiencia de artroplastia de rodilla sin inclusión patelar, concluye por sustituir la misma. Utiliza un implante de polietileno curvado en un solo sentido de su superficie articular, a fin de aminorar el stress. De esta forma, ha disminuido la incidencia del dolor patelar y aumentado la capacidad de flexión de la rodilla. Freeman, no

obstante, se cuestiona esta actitud en casos de gonartrosis. Bastantes autores a la vista de sus resultados primeros, que reflejaban un número alto de revisiones por dolor patelar, han preferido la sustitución rotuliana de entrada. Es el caso de Attenborough, entre otros.

Deburge subraya que, tras su experiencia inicial con prótesis Guepar, los datos obtenidos han aconsejado rectificar el modelo primitivo, en el sentido de dotar al diseño de una carilla anterior para articular con la rótula.

En contrapartida existen cirujanos que difieren de esta opinión. Sheehan aduce argumentos biomecánicos para conservar íntegramente la articulación femoropatelar.

Bruchholz ha encontrado, en su vastísima experiencia, muy pocos casos de pacientes con dolor en el compartimiento anterior, considerando los problemas patelares de escasa incidencia, siempre que el aparato extensor no quede a tensión y se evite la hiperpresión patelar. Nosotros, en cambio, hemos tenido que realizar una revisión quirúrgica en un paciente portador de prótesis intercondílea St. Georg que presentaba fuerte dolor patelar. Respetando la prótesis inicial, sustituimos la rótula con técnica de Lubinus. Ello supuso un gran beneficio para el paciente, que pasó, del dolor constante, a padecer molestias esporádicas. También hemos observado en nuestros pacientes operados por artritis reumatoidea, donde no se sustituyó la rótula, que la incidencia de dolor patelar es superior a otro grupo de enfermos que siguieron la misma suerte, pero con diagnóstico de gonartrosis.

En conclusión, la actitud a seguir con respecto a la rótula es la siguiente: 1) En las rodillas afectas de artritis reumatoide se debe sustituir la articulación femoropatelar al tiempo de la femorotibial. 2) En artrosis femorotuliana, muy evolucionadas, se puede indicar la artroplastia de la patela si

es que otros métodos de cirugía, como las osteotomías de adelantamiento, ya han sido superados. 3) En similares circunstancias, pero con la patología localizada en la articulación femorotibial, la sustitución puede reducirse al compartimento afecto. 4) Si el cuadro degenerativo es panarticular, la artroplastia ha de ser total. Este es el caso más frecuente en las rodillas artróticas donde se indica la cirugía sustitutiva.

k. Infección en endoprótesis de rodilla.

Es la infección la más terrible complicación de la endoprótesis. Se hace necesario comentar aquí algunos aspectos sobre este problema que pueden contribuir a paliar la gravedad del mismo. Dos factores tienen influencia al respecto:

1) Tamaño y tipo de implante.- A la luz de las estadísticas, parece evidente que, el tipo de implante guarda relación con la posibilidad de infección. Así, sobre un total de 1268 charnelas de diferentes modelos, hemos podido constatar en la literatura, 93 infecciones (7%). En cambio y sobre otro grupo de 2229 prótesis de deslizamiento, también de distintos diseños, el porcentaje de infección ha sido de 2%. Creemos que esta diferencia es significativa y exponente de cómo el mayor tamaño del implante, junto con su técnica de inserción, son más favorables a la complicación séptica.

2) Vulnerabilidad de la articulación.- La mayoría de las estadísticas son coincidentes en asignar un mayor porcentaje de infección a la prótesis de rodilla con respecto a la misma cirugía de cadera, realizada ésta en idénticas condiciones. Esta circunstancia, está determinada por la superficialidad de la prótesis en la rodilla, que la hacen más vulnerable y sensible al riesgo producido por hematomas o dehiscencias de la piel.

Por ello, el correcto tratamiento de los tejidos blandos, una hemostasia cuidadosa y el uso de redones de aspiración constituyen normas elementales quirúrgicas, cuya necesidad cobra aquí mayor magnitud.

3) Medidas profilácticas en la técnica quirúrgica.- El riego constante del campo operatorio con soluciones antisépticas resulta muy efectivo, en su doble acción bactericida y de arrastre. Nosotros, utilizamos la polividona yodada al 1%, que nos da buen resultado. También usamos, sistemáticamente, el cemento asociado a gentamicina. No hemos tenido infección primaria y hasta el momento, tampoco hemos detectado síntomas de sepsis tardía. Aunque nuestra casuística es relativamente modesta, resulta similar a la de otros cirujanos, que en parecidas circunstancias han corrido peor suerte. Por ello nos reiteramos en nuestra medidas, que afortunadamente se van haciendo habituales.

También hemos utilizado quirófano convencional y quirófano con flujo laminar (Green House). Como queda dicho, en ambas situaciones no hemos registrado infecciones. Algunos cirujanos, que han operado en los dos medios quirúrgicos, no han apreciado sensibles variaciones en sus porcentajes de infección. Aunque esta cuestión está siendo estudiada más ampliamente, en principio, tenemos la impresión de que las ventajas del flujo laminar pueden ser suplidas por medidas de asepsia habituales, aplicadas con rigor en quirófano convencional. Cuando, a pesar de nuestras precauciones, nos hemos de enfrentar con una prótesis infectada ¿existe alguna alternativa a la extracción de la prótesis y el intento de artrodesis como solución definitiva?. Rotundamente, sí. En ciertos casos, y cuando ya no es aconsejable conservar la prótesis podemos realizar la reimplantación protésica. La misma, puede tener lugar transcurrido un tiempo de la ablación protésica y lavado de la herida abierta. Como variante, ambas cosas pueden realizarse en el

mismo acto quirúrgico, bajo determinadas condiciones que fueron expuestas ya y sobre las que volveremos a insistir.

Los trabajos de Buchholz, respecto a la infección protésica, han mejorado notablemente el pronóstico de esta grave complicación, desde el punto de vista curativo y funcional.

La asociación del cemento con antibióticos, que se eliminan lentamente manteniendo un nivel local efectivo, permite la reinserción de una nueva prótesis, siempre que, tras retirar la primera, se realice una exéresis completa de todos los restos de cemento y tejidos enfermos. De la minuciosidad con que practiquemos este procedimiento, dependerá el éxito en la operación. Varios enfermos, que padecían sepsis profunda de cadera con prótesis fistulizadas, alguno de ellos ya reintervenido, fueron operados por Buchholz con esta técnica, obteniendo un resultado excelente al no haber mostrado signos de recidiva después de cuatro años de mantener su cadera funcionando. Esto, por citar solo una muestra sobre esta experiencia vivida en nuestro propio servicio.

Hemos convivido en varias ocasiones con los cirujanos de Endoklinik en Hamburgo, capitaneados por Buchholz, y hemos quedado gratamente sorprendidos por el éxito de esta cirugía, que allí se practica en un departamento exclusivamente séptico, separado de la Endoklinik. De una manera sistemática son operados pacientes con fallos protésicos de esta naturaleza, fundamentalmente a nivel de cadera y rodilla, y llegados allí de muy diversas procedencias.

Este procedimiento, constituye una valiosísima aportación a la cirugía sustitutiva, tanto en la profilaxis de la infección mediante el cemento asociado a los antibióticos, como en la sepsis establecida, al abrir una nueva vía en el tratamiento de la misma.

1. Posibilidades de rescate ante el fallo protésico.

Hemos constatado, a través de la literatura publicada, los resultados y fallos correspondientes a cinco mil prótesis totales de rodilla, que incluyen gran variedad de modelos. (Ver capítulo de complicaciones).

Las causas de fallo más importantes por su frecuencia y consecuencias, son la infección y el despegamiento protésicos. Por nuestra parte incluimos, también, la rotura de la prótesis, porque esta grave complicación nos ha tocado vivirla con inusitada frecuencia.

Ocurre que, algunos autores, en la publicación de sus resultados, dan cuenta del tipo de fracasos mas no de la forma en que los han resuelto. Para obviar este problema, hemos tenido en cuenta trabajos sucesivos de un mismo autor, lo que nos ha aportado mayor cantidad de datos. El análisis y conclusiones obtenidos de todo este material es complejo, pero creemos haber conseguido datos muy próximos a la realidad.

Sobre 1632 charnelas, se efectuaron 35 revisiones quirúrgicas por causas de aflojamiento. Por esta misma razón sufrieron revisiones 60 prótesis de deslizamiento sobre un grupo de 2527. Por último, sobre una muestra de 510 prótesis fisiológicas o rotacionales, 10 fueron reoperadas por aflojamientos asepticos dolorosos. En total, hubo un 2% de reintervenciones que en su mayor parte consistieron en intento de artrodesis.

En los modelos más modernos, algunos autores prefirieron tratar esta complicación mediante el reimplante. Así, el 80% de aflojamientos acaecidos en pacientes portadores de prótesis, que denominamos de tercera generación, padecieron una reconversión protésica.

Con respecto a la segunda complicación importante, 93 charnelas correspondientes a 1300 rodillas fallaron por infección profunda. Se consiguieron 31 artrodesis. Solamente se realizaron 7 reimplantes y del total de fallos, en 6 pacientes hubo que practicar la amputación.

De otro grupo de 2300 prótesis de deslizamiento, se apreciaron 47 infecciones. De ellas, en 15 rodillas se consiguió la fusión sólida y 4 quedaron en anquilosis. Hubo cuatro reimplantes y el resto conservaron la prótesis en su mayor parte.

Las complicaciones sépticas que acontecieron en la muestra de 795 rodillas portadoras de prótesis rotacionales y semi charnelas fueron 17 de los que 16 fueron convertidas en artrodesis y un caso sufrió la amputación.

Destaca, en nuestra revisión, como el porcentaje de infección de las prótesis de charnela es notablemente superior (7,1%) al de deslizamiento (2%) y rotacionales (2,7%). No obstante, para mayor objetividad de este dato, hemos de aclarar que muchas de las complicaciones de las charnelas corresponden a la primera etapa de esta cirugía, donde las medidas de asepsia eran, seguramente, menores.

Con respecto a la rotura protésica, 32 pacientes padecieron fallos de este tipo, sobre un total de 1576 operados con técnicas diversas. No se incluyen 43 prótesis isoelásticas St. Georg (40% del total, en la publicación de Engelbrecht y 10 de nuestra propia casuística, con este modelo).

Consideramos suficientes estas cifras para inducirnos a reflexionar sobre los datos cualitativos y cuantitativos de las complicaciones y su incidencia en la forma de resolverlos.

Los procedimientos a seguir ante un fallo protésico son los siguientes:

1) Conservación de la prótesis.- Ello es posible en algunos casos de infección temprana, en que tras un desbridamiento y tratamiento intenso con antibióticos se consigue yugular la infección.

En casos de aflojamiento, cuando la clínica no sea muy llamativa y los requerimientos funcionales del paciente sean mínimos, puede resultar razonable aguantar la prótesis. Asimismo, en cualquier fallo de índole local, que solamente comprometa la función y cuando el estado general del paciente sea precario, resultará mas prudente conservar el implante a costa del sacrificio de la movilidad. En estas situaciones, suele ser necesario el uso de un aparato bitutor para mantener la estabilidad articular.

Dos de nuestros pacientes que sufrieron rotura de la prótesis, presentaban un estado general que no permitía una reintervención. Uno sufría insuficiencia renal aguda y el otro correspondía a una enferma con poliartritis muy severa y con afectación visceral. Como, en ambos, existía componente fractuario del fémur, optamos por poner una calza de yeso manteniendo el apoyo ocho semanas, al cabo de la cuales retiramos el yeso y prescribimos un aparato bitutor que permitió a los enfermos realizar pequeños desplazamientos con cierta soltura.

2) Intento de artrodesis.- La ablación de la prótesis seguida del intento de artrodesis, constituye el procedimiento más clásico y seguro, pero por desgracia no siempre realizable. Sus ventajas son: la supresión del dolor y su carácter definitivo. Entre los inconvenientes principales podríamos citar: el sacrificio de la función, el acortamiento del miembro (variable) y por último la dificultad misma de conseguir la artrodesis, en un gran porcentaje de casos. Así, Deburge (Guepar), so

bre 10 intentos de artrodesis por sepsis profunda, solo obtiene 3 fusiones y 7 fracasos. Arden (Shiers), en ocho operaciones de este tipo, solamente alcanzó dos éxitos. Las posibilidades con charnelas no cementadas son notablemente mayores. Blundell Jones, sobre 12 prótesis de Waldius no cementada, consigue 9 artrodesis (75%).

La mayoría de las prótesis de charnela requieren para su fijación una considerable cantidad de cemento, que luego es preciso retirar para conseguir la fusión. Los extremos óseos suelen estar desvitalizados y es necesario ser conservadores y no realizar más cortes, para no incrementar el acortamiento ya inevitable de entrada.

Nosotros, hemos tenido que realizar cuatro artrodesis por fallos de prótesis en charnela (no de origen séptico). En tres ocasiones, tras retirar la prótesis, reavivar en la medida de lo estrictamente necesario los bordes óseos y utilizar la rótula de relleno, se intentó la artrodesis haciendo una síntesis con grandes placas de AO. Dos de ellos requirieron un retoque de la síntesis. En dos ocasiones la fusión resultó sólida. El tercer enfermo, operado de esta forma, fue dado de alta con un aparato bitutor, pues no existían garantías clínicas y radiológicas de haber alcanzado una consolidación definitiva. (Ver casuística personal). En otro paciente se practicó una artrodesis tipo Yuvara, introduciendo un largo clavo de Kuntcher. En este caso la artrodesis se alcanzó con mayor facilidad y menor acortamiento (2 cm.).

En los fallos acaecidos con prótesis de deslizamiento, el problema técnico que supone la artrodesis se ve simplificado con respecto a las charnelas. Aquí, el implante de menor tamaño exigió menos pérdida de hueso para su inserción. La cantidad de cemento es más pequeña y fácil de retirar por su accesibilidad, al igual que el propio implante. Las superficies óseas en contacto son mayores y el acortamiento del miembro, por últi

mo, es menor. Estas circunstancias resultan más favorables con vistas al objetivo que pretendemos.

En estos casos, la artrodesis tipo Charnley es, seguramente, la técnica más razonable y sencilla y de hecho ha sido la más utilizada. Hageman y cols., analizan los resultados obtenidos en once intentos de artrodesis en fracasos protésicos, con técnica de Charnley, obteniendo el 70% de éxitos. Los fallos correspondieron especialmente a las prótesis de charnela.

Merece citar, por último, el uso del método de Papineau en la artrodesis de rodilla después de la ablación de la prótesis por complicaciones sépticas. Con esta técnica (que nosotros no hemos practicado en cirugía endoprotésica), Lortat-Jacob y cols., del Hospital Ambroise Paré de París, resuelven 4 casos (3 fallos con prótesis Guepar y 1 con St. Georg bicondílea). La consolidación ósea y cicatrización de la piel fue siempre obtenida, si bien un paciente murió por una afección intercurrente. Evidentemente este proceder puede resultar útil, precisamente en aquellos casos más complicados.

3) Reconversión protésica.- Como operación de rescate constituye, ésta, la solución más airosa y funcional y la única que no deja secuelas.

En muchos aflojamientos asépticos, la mayoría de cirujanos ortopedas, que han realizado revisiones quirúrgicas por esta causa, han practicado la reimplantación protésica. En estos casos, la intervención no ofrece generalmente complejidades. El conflicto radicado a nivel de la interfase cemento hueso da lugar a que, el implante rodeado del metilmetacrilato, constituya un bloque que se extrae con relativa facilidad. Con ello la operación se ve muy simplificada, y el lecho para recibir el nuevo implante, queda expuesto y solo falta reavivar sus superficies. Varias opciones existen en función de que la reconversión sea completa o afecte a un solo componente. En este último caso, la

ablación y el reimplante pueden reducirse al componente afecto. Si el despegamiento es complejo o existen dificultades técnicas, para sustituir un solo componente, el reimplante será total, bien del mismo modelo o de otro con un mayor grado de constricción para asegurar la estabilidad.

En los fallos por rotura protésica, sola o asociada a fractura ósea, la indicación es la misma, pero las dificultades técnicas se multiplican. Nosotros, hemos practicado cuatro re-conversiones protésicas en fallos de esta naturaleza, con prótesis de charnela isoelástica St. Georg. La extracción del cemento, así como de los fragmentos del componente de polietileno del canal medular del fémur, resultó de una tremenda laboriosidad, teniendo en cuenta que se debe respetar la integridad ósea. En tres ocasiones sustituimos el componente femoral plástico por uno metálico, correspondiente a la segunda generación de estas prótesis St. Georg. El componente tibial fue conservado y su adaptación se hizo sin dificultad. El cuarto paciente presentaba un estallido de la extremidad distal del fémur y requirió un diseño especial con sustitución de ambos cóndilos y de la patela. En todos los casos, obtuvimos buen resultado y las puntuaciones finales fueron, en tres pacientes catalogados de "buenas" y en otro de "satisfactoria" 3 años después de esta operación.

La posibilidad de reconversión protésica en casos de sepsis ha sido comentada anteriormente. Generalmente, en sepsis primaria que no ha respondido a las medidas conservadoras, haciendo preciso la ablación protésica, puede resultar más prudente esperar durante unas semanas, practicando lavados y limpieza de esfacelos y hacer la reimplantación en una operación secundaria.

En sepsis tardía, en donde el cuadro no suele ofrecer tanta aparatosidad y el estudio de las condiciones del caso se ha podido hacer con minuciosidad, es posible, en un solo tiempo, la ablación de la prótesis junto con los tejidos afectados y

la reimplantación protésica. Hemos subrayado el rigor y meticulosidad que requiere este tipo de cirugía que sólo debería ser practicada por cirujanos experimentados y conocedores de las indicaciones y del método quirúrgico. El resultado, sorprendente y espectacular cuando se cumple este requisito, puede resultar de graves consecuencias médico-sociales en actuaciones imprudentes que no respondan a esta normativa.

570

CONCLUSIONES

A lo largo de este trabajo pensamos haber considerado todas las perspectivas que caben hacerse, en el momento actual, en torno a la artroplastia de rodilla. En la discusión se han debatido aquellas cuestiones susceptibles de polémica. De forma sucinta y a modo de resumen, se pueden extraer las siguientes conclusiones:

- 1.- La sustitución articular de la rodilla ha superado su fase experimental y es, actualmente, una realidad basada en hechos constatados.
- 2.- La rodilla es una articulación intermedia que presenta superficies discordantes y desarrolla un movimiento triaxial. La estabilidad articular se halla encomendada a los elementos musculares, especialmente a las estructuras capsulo-ligamentosas. Estas características estaticobiomecánicas y fisiológicas confieren notable complejidad al deseo de conseguir una endoprotésis eficaz, mecánica y funcionalmente.
- 3.- La prótesis de rodilla requiere, si no respetar íntegramente, al menos mantener representadas las diferentes gamas de movilidad, que no pueden resumirse en un único movimiento de flexoextensión. Es deseable, así mismo, el carácter de autoestabilidad del implante, a fin de permitir su aplicación cuando ya los elementos capsuloligamentosos no son suficientes o la índole de la afección presupone un progresivo deterioro de los mismos.
- 4.- Basado en concepciones mecánicas y fisiológicas el desarrollo de la artroplastia de rodilla ha seguido diversos caminos. Partiendo de un objetivo común se han alcanzado posiciones diferentes, estas se hallan cada vez mas próximas y los crite-

rios tienden a unificarse. Todavía resulta aconsejable distinguir, en un orden práctico, entre prótesis parciales y totales. Dentro de estas existen tres grupos fundamentales: charnela, deslizamiento y rotacionales. Cada uno es representativo de las miras fisiológicas que han presidido su concepción. Su conocimiento permite, valorar la utilidad de esta cirugía atendiendo al grado de patología articular. No disponemos de una prótesis ideal para todos los casos, pero sí una gama de posibilidades capaces de resolver cualquier situación, incluso dentro de una misma técnica.

- 5.- El reemplazamiento aislado de un par articular posee escasas indicaciones. El recubrimiento de una sola cara articular disminuye la tolerancia por el deterioro de la superficie natural. En los casos leves, las osteotomías descompresivas y de reaxación poseen efectos muy beneficiosos. Cuando es necesario recurrir a la prótesis resulta preferible utilizar un modelo de implante con dos componentes.
- 6.- En la selección de prótesis totales debe presidir un criterio fisiológico. En este sentido, son las charnelas quienes ofrecen mayor número de inconvenientes, por sus limitaciones biomecánicas y el sacrificio oseo que impone su implantación, de cara a posibles intolerancias.

El uso de estos implantes se justificará debidamente, descartando, además de otros métodos de cirugía como las osteotomías, otros modelos protésicos que resulten más conservadores. En síntesis, la utilidad de la prótesis de charnela queda reservada a las grandes deformidades e inestabilidades y, eventualmente, como operación de rescate en fallos de otras técnicas de sustitución.

Las prótesis de deslizamiento que actúan como superficies de recubrimiento, compuestas de elementos no solidarios son, por su fisiologismo, las más atractivas. Requieren escaso sa

crificio óseo y el carácter de autoestabilidad que poseen los diseños más recientes de este tipo, posibilitan su aplicación en la mayor parte de los casos.

Las denominadas prótesis rotacionales constituyen una réplica a los implantes totalmente restringidos y muy concretamente a las charnelas. Esta artroplastia, que aún no ha superado su fase de rodado, representa una agradable perspectiva. La mayor crítica que podemos hacer es lo sofisticado que resulta, en ocasiones, su mecanismo, lejos de la sencillez deseable para cualquier implante.

7.- Considerando que la articulación que nos ocupa la componen tres compartimentos, anterior, lateral y medial, la sustitución puede teóricamente ser unicompartmental, bicompartimental o total. Pues bien, salvo contadas ocasiones donde la patología se halla especialmente circunscrita, como puede suceder en gonartrosis, donde esta permitida la sustitución del compartimento afecto, la inmensa mayoría de los casos sólo pueden beneficiarse del reemplazamiento global de la articulación. Muchas artroplastias femorotibiales han precisado de revisión quirúrgica para la sustitución del compartimento femoropatelar. Por consiguiente, atendiendo a razones etiológicas y mecánicas, es deseable que la sustitución de la rodilla sea panarticular. Las excepciones a esta regla solo se justifican en casos muy particulares y apoyados siempre, en la experiencia del cirujano.

8.- La resistencia y el desgaste son los principales factores a tener en cuenta en la elección de materiales. Desde un punto de vista de bioingeniería es recomendable que los componentes protésicos, en contacto, sean de materiales diferentes. Las aleaciones de cromo cobalto son bien toleradas y mecánicamente ofrecen buenos resultados. Con este material se fabrican, generalmente, las superficies metálicas convexas correspondientes al componente femoral. Las superficies cóncavas

vas para el recubrimiento tibial son diseñadas con polietileno de alta densidad. Esta combinación ofrece propiedades de desgaste aceptable.

- 9.- En la fijación de los componentes no se ha podido, hasta el momento, prescindir del concurso del cemento o polimetil metacrilato. La polémica en torno al mismo está lejos de finalizar. Múltiples tentativas se llevan a cabo para conseguir la autofijación protésica. Con tal fin se utilizan materiales cerámicos o de superficies rugosas y madreporicas, que estimulan la formación ósea en su entorno. También y por medios más sofisticados, se intenta que los componentes resulten autoadherentes.
- 10.- El éxito de la sustitución protésica está determinado por tres factores: indicación correcta, técnica precisa y colaboración del paciente.
 - a) Es trascendente recordar que un buen resultado representa la consecuencia directa de una correcta indicación. Cuando ésta resulte equivocada dejaremos abierta la puerta al fracaso. La indicación protésica debe pasar por la consideración previa de otros tipos de cirugía más conservadores, especialmente en gonartrosis, donde las osteotomías poseen efectos muy beneficiosos. Debemos asimismo, conocer las posibilidades del diseño y tener la certeza de que el mismo es, teóricamente, capaz de proporcionar mayor confort al paciente. La mejoría del dolor y la función son el principal objetivo que preside nuestra acción.
 - b) Sólo beneficia la sustitución protésica cuando el cirujano es preciso y cuidadoso en la técnica de implantación. La actuación quirúrgica requiere rigor y dominio de la técnica. La perfecta colocación de la prótesis constituye la primera premisa para el buen funcionamiento de la misma. Los problemas emanados de errores técnicos nunca

deben ser atribuidos a otros motivos. Actitudes como esta sólo generan ignorancia y confusión.

- c) La rehabilitación constituye una fase fundamental, donde se pone en juego la colaboración del paciente. Constituye éste un período delicado, especialmente en aquellos casos donde la situación preoperatoria era muy incapacitante y la potencia muscular está notablemente disminuida. Entonces, la recuperación adquiere particular dimensión y poco podemos hacer si la cooperación del paciente no resulta efectiva.

11.- Las dos complicaciones más temidas en la artroplastia de rodilla son, la infección y el despegamiento. Esta conclusión salta a la vista tras la evaluación de los datos correspondientes a más de cinco mil prótesis de rodilla, revisadas de la literatura mundial. Ambos fallos pueden acontecer mucho tiempo después de la operación, pero también podemos combatirlos y procurar evitarlas desde el momento que realizamos la implantación protésica. Para cuando el fracaso protésico es un hecho, debemos siempre procurar la solución más funcional, mientras ello sea factible. En este momento la posibilidad del recambio protésico debe ser considerada como operación de rescate, sopesando otras alternativas, sin olvidar nunca que, en cirugía endoprotésica tan espectacular es el éxito como el fracaso.

12.- En suma, estamos en situación de afirmar que la prótesis ideal de rodilla no existe todavía. Pero la sustitución protésica de esta articulación podemos contemplarla con franco optimismo, lejos de nefastos celos, más dentro del clima de moderación y mesura que requiere un tema sometido aún a debate. Este capítulo continúa abierto, la artroplastia de rodilla es un barco que navega hasta recalar en su puerto, pero su singladura ha permitido ya, recobrar el confort y la alegría a miles de enfermos inválidos. Esta realidad nos llena de esperanza.

576

BIBLIOGRAFIA GENERAL

1. AGLIETI, P., RINONAPOLI, E.: "Possibilita di correzioni delle deformita del ginocchio con protesi total condilar". Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia. III, 2, 1977.
2. ARDEN, G.P., KANDA, B.A.: "Complications of arthroplasty of the knee". Comunic. Simposio sobre prótesis totales de rodilla, Londres, 1974. Inst. Mech. Engrs., C259, 118, 1974.
3. ATTENBOROUGH, C.C.: "Stabilised gliding total knee replacement". International congress of the knee. Rotterdam, sept. 1973. Amsterdam, Excerpta Medica, 228. 1973.
4. ATTENBOROUGH, C.C.: "The Attenborough total knee replacement". J. Bone. Joint Surg. 60B, 320, 1978.
5. AUBRIOT, J.H.: "Les arthroplasties du genou par endoprothese totale". Conferences d'enseignement de la SOFCOT, 2, 65, 1974.
6. AUBRIOT, J.H., DEBURGE, A. et SCHRAMM, P.: "La prothese Guepar". Acta Orthop. Belg., 39, 257, 1973.
7. AUWÄRTER, W. and NAUMANN, P.: "Untersuchungen in vitro zur antibakteriellen aktivität von gentamycin". Arzneimittel-Forsch, 18, 1115, 1968.
8. BADER, K.F., SETH, G. and CURTIN, J.N.: "Silicone pulleys and underlays in tendon surgery". J. Pl. and Reconstructive Surgery, 41, 157, 1968.
9. BAIN, A.M.: "Replacement of the knee joint with the Waldius prosthesis using cement fixations". Clin. Orthop., 94, 65, 1973.
10. BAKKER, A.J. and MICHEL, M.F.: "In vitro antivity of gentamycin against common pathogenic bacteria". Chemotherapy, 15, 129, 1970.

11. BARGREN, J.H., FREEMAN, M.A.R., SWANSON, S.A.U. and TODD, R.C.: "ICLH (Freeman-Swanson). Arthroplasty in the treatment of arthritic knee". Clin. Orthop., 120, 65, 1976.
12. BLACK, J.: "The future of polyethylene". J. Bone. Joint Surg., 60B, 303, 1978.
13. BOUSQUET, G., DEJOUR, H.: "Notions d'anatomie et de physiologie pour la conception et la réalisation des arthropasties du genou". Act. Orthop. Belg., 39, 40, 1973.
14. BRYAN, R.S. and PETERSON, L.F.A.: "Polycentric total knee arthroplasty: A prognostic assessment". Clin. Orthop., 145, 23, 1979.
15. BRAUM, W., and SCHÜTZ, R.: "Beitrag zur gentamycin-allergie". Hautarzt, 20, 108, 1969.
16. BRYAN, R.S., PETERSON, L.F.A.: "The quest for the replacement knee". Orthop. Clin. North. Amer, 2, 715, 1971.
17. BUCHHOLZ, H.W., ENGERBRECHT, E.: "Die intrakondyläre Totale Kniegelenkpseudo-prothese model St. Georg". Chirurg 44, 373, 1973.
18. BUCHHOLZ, H.W., ENGERBRECHT, H.: "On the sustained-release of some antibiotics when wited with palacos resin". Chirurg 4/511, 15, 1970.
19. CAMPBELL, W.C.: "Interposition of vitalium plates in arthroplasties of the knee". Amer. J. Surg., 47, 639, 1940.
20. CAMPBELL REID, D.A.: "Silicones in hand surgery". Recent advances in orthopaedics, (Ed. B. Mc Kibbin), Edit. Churchill Livingstone, 128, Edimburg-London-New York, 1975.

21. CARTER, R.L., and ROE, F.J.C.: "Induction of sarcomas in rats by solids and fragmented polyethylene: experimental observations and clinical implications". Brit. J. Cancer, 23, 401, 1969.
22. CAVENDISH, M.E.: "The Liverpool Mark II knee replacement". J. Bone Joint Surg., 60B, 315, 1978.
23. COLEMAN, R.F., HARRINGTON, J. and SCALES, J.T.: "Concentration of wear products in hair, blood and urine after total hip replacement". British Medical Journal, i, 527, 1973.
24. COVENTRY, M.B., FINERMAN, G.A., RILEY, L.H., UPSHAW, J.E.: "A new geometric knee for total knee arthroplasty". Clin. Orthop., 94, 171, 1973.
25. COVENTRY, M.B.: "Two-part total knee arthroplasty: evolution and present status". Clin. Orthop., 145, 29, 1979.
26. COVENTRY, M.B.: "Geometric knee arthroplasty". Current pract. orthop. Surg. 6, 10, 1975.
27. CHAMAY, A.: "Prótesis totales de rodilla". Medicina e Higiene, 15 de Noviembre, 3, 1972.
28. CHARNLEY, J.: "Bonding of prosthesis to bone by cement". J. Bone. Joint Surg., 45B, 518, 1964.
29. CHERNLEY, J.: "A biomechanical analysis of the use of cement to anchor the femoral head prosthesis". J. Bone. Joint Surg., 47B, 354, 1965.
30. CHARNLEY, J.: "Factors in the design of an artificial hips joints". Proceedings, Institution of mechanical Engineers, 181, 3J, 104, 1967.

31. CHARNLEY, J.: The long-term reaction of bone to self-curing acrylic cement". J. Bone Joint Surg., 50B, 822, 1968.
32. CHARNLEY, J., KAMANGAR, A. and LONGFIELD, M.D.: "The optimum size of prothetic heads in relation to the wear of plastics in total replcement of the hip". Medical and Biological Engineering, 7, 31, 1969.
33. CHARNLEY, J.: "The reaction of bone to self-curing acrylic cement". J. Bone. Joint Surg. 52B, 340, 1970.
34. CHARNLEY, J.: "Total hip replacement by low-friction arthroplasty". Clin. Orthop., 72, 7, 1970.
35. CHAWFORD, W.J.: "Histology of bone in contact with self-curing acrylic cement". J. Bone. Joint Surg., 50B, 228, 1974.
36. DEBEYRE, J., KENESI, C., TULEU, G.: "Indications et resultats de la prothese charniere dans les dislocations du genou". Acta Orthop. Belg., 39, 320, 1973.
37. DEBURGE, A. and "GUEPAR": "Guepar hinge prosthesis. Complications and results with two year's follow-up". Clin. Orthop., 120, 47, 1976.
38. DEBURGE, A., AUBRIOT, J.H., GENET, J.P. and the GUEPAR group.: "Current status of a Hinge Prosthesis (GUEPAR)". Clin. Orthop., 145, 91, 1979.
39. DELITALA, F.: "L'endoprothèse metallique des os et des articulations chez l'homme". Rev. Orthop., 33, 217, 1947.
40. DOWSON, D. and SWANSON: "Engineering considerations in total knee replacement". Com. Sympos. Prot. total. rod., Londres, 1974. Instn. Mech. Engrs., C206, 12, 1974.

41. DUFF - BARCLAY, I. and SPILLMAN, D.T.: "Total hips joint protheses a laboratory study of friction and wear". Proceedings. Institution of Mechanical Engineers. 181, 3J, 90, 1967.
42. ENGELBRECHT, E., and ZIPPEL, J.: "The sledge prosthesis model St. Georg ". Act. Orthop. Belg., 39, 203, 1973.
43. ENGELBRECHT, A., SIEGEL, A., RÖTTGER, J., BUCHHOLZ, H.V.: "Statistics of total knee replacement, design St. Georg". Clin. Orthop., 120, 54, 1976.
44. ENGELBRECHT, E., SIEGEL, A., RÖTTGER, J. and BUCHHOLZ, H.W.: "Statistics of total knee replacement: partial and total knee replacement, design S. Georg". Clin. Orthop., 120, 54, 1976.
45. ENGELBRECHT E., BUCHHOLZ, H.W.; and SIEGEL, A.: "Characteristics of the knee joint prosthesis modell St. Georg and Clinical experiences". Insth. Mech. Engrs., C215, 68, 1974.
46. EVANS, E.M., FREEMAN, M.A.R., MILLER, A.J. and VERNON-ROBERTS, B.: "Metal sensitivity as a cause of bone necrosis and loosening of the prosthesis in total joint replacement". J. Bone. Joint Surg., 56B, 626, 1974.
47. EWALD, F.C., THOMAS, W.H., POSS, R., SCOTT, R.D., SLEDGE, C.B., (Robert B. Brigham Hospital): "Duopatella total knee arthroplasty in rheumatoid arthritis". Orthop. Trans., 2, 202, 1978.
48. FEITH, R., SLOOF, T.J.J.H., HAZEM, J. and VAN RENS Th.J.G.: "Strontium 87 m Sr bone scanning for the evaluation of total hip replacement". J. Bone. Joint Surg. 58B, 79, 1976.

49. FICAT, P.: "L'artrographie opaque du genou". Edit. Masson, Paris, 1957.
50. FINERMAN, G.A.M., COVENTRY, M.B., RILEY, L.H., TURNER, R.H., and UPSHAW, J.E.: "Anametric total knee arthroplasty". Clin. Orthop., 145, 85, 1979.
51. FREEMAN, M.A.R.: "General considerations in the design of prostheses for the total replacement of joints". Recent advances in orthopaedics, (Ed. B. Mc Kibbin). Edit. Churchill Livingstone, 93, Edimburg-London-New York, 1975.
52. FREEMAN, M.A.R.: "III Jornadas de Trabajo sobre sustituciones articulares". Comunicación person. Madrid, Nov. 1976.
53. FREEMAN, M.A.R., BARGREN, J. and MILLER, J.: "A comparison of osteotomy and joint replacement in the surgical treatment of the arthritic knee". Archiv. Orthopädische. Unfall - Chirurgie, 88, 7, 1977.
54. FREEMAN, M.A.R.: "Artroplastia ICLH. Protek de la rodilla. Técnica quirúrgica". Trad. L.D. Negri., Synthes Hispania S.S., Diciembre 1978.
55. FREEMAN, M.A.R., TODD, R.C., BAMERT, P., and DAY W.H.: "ICLH Arthroplasty of the knee: 1968-1977". J. Bone. Joint Surg., 60B, 339, 1978.
56. FÜRMAIER, A.: "Beitrag zur mechanik der patellar und des kniegelenkes". Archiv. fur orthpädische und Unfall Chirurgie, 46, 78, 1953.
57. GANDOLFI, M., PEGREFFI, P.: "Arthroprotesi di ginocchio". Aulo Gaggi Editore, Bologna, 1975.

58. GRACHIOLO, A., BENSON, M., FINERMAN, G.A.M., HORACEK, K., and AMSTUTZ, H.C.: "A prospective comparative clinical analysis of the first-generation knee replacement: Policentric VS. Geometric knee arthroplasty". Clin. Orthop., 145, 37, 1979.
59. GROENEVELD, H.B.: "Combined femoro tibial patellar endoprosthesis of the knee joint preserving the ligaments". Acta Orthop. Belg., 39, 210, 1973.
60. GROENEVELD, H.B.: "Neurere Moglichkeiten der behandlung der femoropatellaren arthrose". Z. Orthop., 111, 527, 1973.
61. GSCHWEND, N., SCHEIER, H., BAHLER, A.: "The GSB knee prosthesis". International congress of the knee, Rotterdam, Excerpta Medica, 261, 1973.
62. GSCHWEND, N.: "La articulación de la rodilla GSB. Otras posibilidades, principios y resultados". De Puy Company. Allo Pro. Junio 1973.
63. GSCHWEND, N.: "Artroplastia con la prótesis de rodilla GSB. Resultados clínicos 1973-1979". Allo Pro. 1979.
64. GUNSTON, F.H. and Mc KENZIE, R.I.: "Complications of Policentric knee arthroplasty". Clin. Orthop., 120, 11, 1976.
65. GUNSTON, F.H.: "Policentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement". J. Bone. Joint Surg. 53B, 272, 1971.
66. GUNSTON, F.H.: "Polycentric knee arthroplasty: prosthetic simulation of normal knee movement; interim report". Clin. Orthop., 94, 128, 1973.

67. HAGEMAN, W.F., WOODS, G.W. and TULLOS, H.S.: "Arthrodesis in failed total knee replacement". J. Bone. Joint Surg., 60A, 790, 1978.
68. HELAL, B.: "The use of silicone rubbers spaces in flexor tendon surgery". The Hand, 5, 85, 1973.
69. HERVERT, J.J., HERBERT, A.: "A new total knee prosthesis". Clin. Orthop., 94, 202, 1973.
70. HERBERT, J.J., HERBERT, A.: "Nouvelle prothese totale du genou". Rev. Chir. Orthop., 59, 451, 1973.
71. HESSERT, G.R.: "Oberflächenuntersuchungen an der Mc Kee Farrar - Huftendo - prothese". Archiv. Fur Orthopadische und Unfall - Chirurgie, 70 (1), 1, 1971.
72. ILSTRUP, C.M., COVENTRY, M.B. and SKOLNICK, M.D.: "A statistical evaluation of Geometric total knee arthroplasties". Clin. Orthop., 120, 27, 1976.
73. ILSTRUP, D.M., COMBS, J.J., BRYAN, R.S., PETERSON, L.F.A., and SKOLNICK, M.D.: "A statistical evaluation of Policentric total knee arthroplasties". Clin. Orthop., 120, 18, 1976.
74. INSALL, J.N., RANAWAT, C.S., AGLIETI, P., SHINE, J.: "A comparison of four models of total knee replacement prostheses". J. Bone. Joint Surg., 58A, 754, 1976.
75. INSALL, J.N., RANAWAT, C.S., SCOTT, W.N., and WALKER, P.: "Total condylar knee replacement. Preliminary report". Clin. Orthop. 120, 142, 1976.
76. INSALL, J., TRIA, A.J., and SCOTT, W.N.: "The total condylar knee prosthesis: the first 5 years". Clin. Orthop., 145, 68, 1979.

77. INSALL, J., SCOTT, W.N., RANAWAT, C.S.: "The total condylar knee prosthesis". J. Bone. Joint Surg., 61A, 2, 1979.
78. JONES, G.B.: "The complications of artroplasty of the knee". Comunic. Simposio sobre protesis totales de rodilla. Londres, 1974. Inst. Mech. Engrs., C258, 115, 1974.
79. JONES, W.N., AUFRANK, O.E., KERMOND, W.L.: "Mold arthroplasty of the knee". J. Bone. Joint Surg., 49A, 1022, 1967.
80. JUDET, R., HONNART, FL., JUDET, Th.: "Prothesi de genou sans ciment. Analyse des des 27 premiers cas". Act. Chirurg. Orthop. L'hospital Raymond-Poincare XIII, 77 Edit. Masson. Paris, 1976.
81. KAPANDJI, J.A.: "Cuadernos de fisiología articular", nº 2, 73, Edit. Toray-Masson, Barcelona, 1974.
82. KARSENTY, L.: "Contribution a l'etude des accidents precoces lies a l'utilisation du polymethyl metacrylate en chirurgie orthopedique". These medicine, Montpellier, 1976
83. KAUFER, H. and MATTHEWS, L.S.: "Spherocentric knee arthroplasty". Clin. Orthop., 145, 110, 1979.
84. KENESI, C.: "Complications generales precoces dans les protheses totales du genou a charniere cimentées". Rev. Chirurg. Orthop., 62, 413, 1976.
85. KENESI, G.: "La prothese "Caviar". SOFCOT 53^e Reunion annuelle, nov., 1978; Rev. Chir. Orthop., Suppl. II, Tomo 65, 1979.
86. KRAFT, G.L., LEVINTHAL, D.H.: "Acrylic prosthesis replacing lower end of the femur for benign giant-cell tumor". J. Bone. Joint Surg., 36A, 2, 1954.

87. LAGRANGE, J., LETOURNEL, E.: "Principes et realisations de la prothese totale du genou LL ". Acta Orthop. Belg., 39, 280, 1973.
88. LASKIN, R.S.: "Modular total knee - replacement arthroplasty". J. Bone. Joint Surg., 58A, 766, 1976.
89. LETTIN, A.W.T., DELISS, L.J., BLACKBURNE, J.S., SCALES, J.T.: "The Stanmore hingel Knee arthroplasty". J. Bone. Joint Surg., 60B, 327, 1978.
90. LUBINUS, H.H.: "Patella glide bearing total replacement". Orthopedics 2(2), 119, 1979.
91. MC CONNEL, B.E.: "A variable height tibial plateau prosthesis for correction of genou valgus or genu varus. A preliminary report". Western Orthop. Ass. Meeting. San Francisco 1968.
92. Mac INTOSH, D.L.: "Hemiarthroplasty of the knee using a space occupying prosthesis for painful varus and valgus deformities". J. Bone. Joint Surg., 40A, 1431, 1963.
93. Mac KEEVER, D.C.: "Patellar prosthesis". J. Bone. Joint Surg., 37A, 1074, 1955
94. Mac KEEVER, D.C.: "Tibial plateau prosthesis". Clin. Orthop., 18, 86, 1960.
95. MAQUET, P., PELZER, G., DE LAMOTTE, F.: "La sollicitation mecanique du genou durante la marche". Acta Orthop. Belg., 41, Suppl. 1, 1975.
96. MARMOR, L.: "Surgery of the rheumatoid knee". J. Bone. Joint Surg., 55A, 535, 1973.

97. MARMOR, L.: "The Modular (Marmor) knee. Case report with a minimum follow-up of 2 years". Clin. Orthop., 120, 86, 1976.
98. MARQUES, J., BARCELO, P.: "La artroscopia". Lab. Fher, Barcelona, 1977.
99. MATTHEWS, L.S., SONSTEGARD, D.A. and KAUFER HERBERT: "The Spherocentric knee". Clin. Orthop., 94, 234, 1973.
100. MORELAND, J.R., THOMAS, R.J. and FREEMAN, M.A.R.: ICLH Replacement of the knee: 1977 and 1978". Clin Orthop., 145, 47, 1979.
101. MORRISON, J.B.: "The mechanics of the knee joint in relation to normal walking". Journal of Biomechanics, 3, 51, 1970.
102. MORRISON, J.B.: "The function of the knee joint in various activities". Bio-Medical Engineering, 4, 573, 1970.
103. MOTTA, A., CALLEA, C., CUCCINIELLO, E., POLI, G.: "Protesi totale a scivolamento non cementada di ginocchio . MC". Minerva Ortopédica, 30, 1, 1979.
104. NAVES, J., RUBIES, P.: "La rodilla". Edit. Cient. Med., Madrid-Barcelona, 1959.
105. NOTHDURFT, H.: "Über die Sarkomauslösung durch Femdkörperimplantationen bei Ratten in Abhängigkeit von der Form der Implantate". Naturwissenschaften, 42, 106, 1955.
106. OPPENHEIMER, B.S., OPPENHEIMER, E.T., DANISHEFSKY, I., STOUT, A.P., and EIRICH, F.R.: "Further studies of polymers as carcinogenic agents in animals". Cancer Research, 15, 333, 1955.

107. OPPENHEIMER, B.S., OPPENHEIMER, E.T., STOUT, A.P., DANISHEFSKY, I. and WILLHITE, M.: "Studies of the mechanism of carcinogenesis by plastic films". Acta Unio internationalis contra cancrum, 15, 659, 1959.
108. ORDÓÑEZ, J.M.: "Biomecánica y prótesis articulares de rodilla". V Sem. de Cine Cient. Med. Motril. Enero 1975.
109. ORDÓÑEZ, J.M.: "Estudio experimental y clínico del uso del cemento óseo en la cirugía de los platillos tibiales". Tesis de Licenciatura. Fac. de Med., Univ. Comp., Madrid.
110. ORDÓÑEZ, J.M.: "Prótesis de rodilla". Com. pers., VI Simposio Internacional de Mapfre. Madrid, Noviembre 1979.
111. ORLOFF, S., RAO, V.H., VERBRUGGEN, L. et WAGNER, J.: "Etude de l'hydroxiprolina urinaire après arthroplasties cimentées". Act. Orthop. Belg., 40, 726, 1974.
112. ORTOS LLORCA, F.: "Anatomía humana". Edit. Cient. Med., 348, Madrid, 1944.
113. PAVON, S.J.: "Implantes metálicos en Ortopedia y Traumatología". Edit. Med. Panamericana, Buenos Aires, 1975.
114. PEREZ CASAS, A.: "Anatomía funcional del aparato locomotor y de la inervación periférica". Edit. Bailly-Bailliere, 326. Madrid, 1965.
115. PETERSON, L.F.A., BRYAN, R.S., and COMBS, J.J. Jr.: "Polycentric knee arthroplasty". Current pract. orthop. Surg., 6, 2, 1975.
116. PETTY, W., BRYAN, R.S., COVENTRY, M.B., and PETERSON, L.F.A.: "Infection after total knee arthroplasty". Orthop. Clin. North Am., 6, 1005, 1976.

117. PICAULT, CH., MICHEL, C.R. et VIDIL, R.: "Protheses totales de hanche de Charnley. (4.300 cas operés de 1968 a 1979)". Rev. Chirurg. Orthop., 66, 57, 1980.
118. PLATT, G., PEPLER, C.: "Mould arthroplasty of the knee. A ten year folloup-up study". J. Bone. Joint Surg., 1, 76, 1969.
119. POAL MANRESA, J.: "Reemplazos articulares en las enfermedades reumáticas". Salvat Ed., 197, Barcelona 1979.
120. RANAWAT, C.S., INSALL, J., BRIGHAM, L.: "Preliminary evaluation of Stabilo-condilar arthroplasty". Cintor, Civ. Codman; Randolph, Massachusetts, 1977.
121. RANAWAT, C.S.: Comunic. Person. Congreso Hispano Argentino de Ortopedia y Traumatología, Buenos Aires, 1978.
122. ROBERTS, A.C.: "Silicones and their aplication as implant materials". Biomedical Engineering, 2, 156, 1967.
123. ROTTGER, J., BUCHHOLZ, H.W., and STRICKLE, E.: "Development and testing of an intracondilar total knee endoprothesis with a femoral component made of polyethilene". Com. Sympos. prot. Total. Rod., Londres, 1974. Insth. Mech. Engrs., C216, 74, 1974.
124. ROCHER, C.: "Arthroplastie du genou par tetes femorales en acrylic". Bordeaux Chir., 1, 48, 1952.
125. SBARBARO, J.L.: "Hemi-tibial plateau prosthesis: then years experiencie in 500 knees arthroplasties". Acta Orthop. Belg. 39, 91, 1973.
126. SBARBARO, J.L.: "Femoral condylar mold arthroplasty in 150 rheumatoid knees". Acta Orthop. Belg., 39, 138, 1973.

127. SCHEIER, J.G.: "Técnica Quirúrgica. Articulación de rodilla GSB". Pub. Allo Pro, 1979.
128. SEEDHOM, B.B., DOWSON, D. and WRIGHT, V.: "Wear of solid phase formed high density polyethylene in relation to the life of artificial hips and knees". Wear, 24, 35, 1973.
129. SEEDHOM, B.B., LONGTON, E.B., DOWSON, D., and WRIGHT, V.: "Biomechanics background in the design of a total replacement knee prosthesis". Acta Orthop. Belg., 39, 164, 1973.
130. SEEDHOM, B.B., DOWSON, D., WRIGHT, V., and LONGTON, E.B.: "A technique for the study of geometry and contact in normal and artificial knee joints". Wear, 20, 189, 1972.
131. SHEEHAN, J.M.: "Arthroplasty of the knee". M. Sc. Thesis. University of Surrey. Guildford. 1970.
132. SHEEHAN, J.M.: "Arthroplasty of the knee". International congress of the knee. Rotterdam, sep. 1973. Amsterdam, Excerpta Medica, 296, 1973.
133. SHEEHAN, J.M.: "Arthroplasty of the knee". Inst. Mech. Engrs. C217, 80, 1974.
134. SHEEHAN, J.M.: "Arthroplasty of the knee". J. Bone. Joint Surg., 60B, 333, 1978.
135. SHEEHAN, J.M.: "Arthroplasty of the knee". Clin. Orthop., 145, 101, 1979.
136. SHIERS, L.P.G.: "Arthroplasty of the knee. Preliminary report a new method". J. Bone. Joint Surg., 36B, 553, 1954.
137. SHIERS, L.P.G.: "Total replacement of the knee". Downs Bros and Mayer & Phelps Ltd. Print. The Caxton Press Ltd, London, 1969.

138. SHIERS, L.G.P.: "Total replacement of the knee joint". Acta Orthop. Belg., 39, 252, 1973.
139. SLEDGE, C.B., EWALD, F.C.: "Total knee arthroplasty experience at the Robert Breck Brigham Hospital". Clin. Orthop., 145, 85, 1979.
140. SKOLNICK, M.D., BRYAN, R.S., PETERSON, L.F.A., COMBS, J.J. Jr., and ILSTRUP, D.M.: "Polycentric total knee arthroplasty". J. Bone Joint Surg., 58A, 743, 1976.
141. SMILLIE, J.S.: "Enfermedades de la articulación de la rodilla". Edit. Jims, 18, Barcelona, 1977.
142. SONSTEGARD, D.A., KAUFER HERBERT, MATTEWS, L.S.: "The Spherocentric knee". J. Bone. Joint Surg., 59A, 602, 1977.
143. SWANSON, S.A.V., FREEMAN, M.A.R.: "A new prosthesis for the total replacement of the knee". Acta Orthop. Belg., 38, suppl. 1, 55, 1972.
144. SWANSON, A.B.: "Low modulus force-dampening materials for knee joint prostheses". Acta Orthop. Belg., 39, 116, 1973.
145. SWANSON, S.A.V., FREEMAN, M.A.D., HEAT, L.C.C.: "Laboratory test on total joint replacement prostheses". J. Bone. Joint Surg., 55B, 759, 1973.
146. TOWNLEY, C.O.: "Articular plate replacement. Arthroplasty for the knee joint". Clin. Orthop., 36, 77, 1964.
147. TRILLAT, A.: "Presentation d'une prothese du genou". Rev. Chir. Orthop., 57, 252, 1971.

148. TRILLAT, A., DEJOUR, H., BOUSQUET, G. and GRAMMOUT, P.:
"La prothese rotatoire du genou. Conception, realisation
mecanique, resultats et indications (a propos des 50 pre-
miers cas cliniques)". Rev. Chirurg. Orthop., 59, 513,
1973.
149. UNGETHÜM, M., and ZENKER, H.: "Abrieb und oberflächenun-
tersuchung bei einer Totalendoprothese nach McKee-Farrar".
Archiv. Für Orthopädische und Unfall-Chirurgie, 76 (3),
212, 1973.
150. VERMEULEN, H., DE DONCKER, E., VATILLON, M.: "Les protheses
rotuliennes de Mc Keever dans l'arthrose fémoropatellaire".
Acta Orthop. Belg., 39, 79, 1973.
151. WALDIUS, B.: "Arthroplasty of the knee joint employing an
acrilic prosthesis". Acta Orthop. Scand. 23, 121, 1954.
152. WALDIUS, B.: "Arthroplasty of the knee with an endoprosthe-
sis". Acta Chir. Scand., 113, 6, 1957.
153. WAGNER, J., BOURGOIS, R., BAILLON, J.M., et HALLEUX, P.:
"Etude biomecanique des protheses totales a charniere du
genou". Acta Orthop. Belg., 39, 217, 1973.
154. WALKER, P.S. and GOULD, B.: "Comparison of the bearing per-
formance of normal and artificial human joints". A.S.M.E.,
72, 11, 1972.
155. WAGNER, J., et MASSE, Y.: "Historique de l'arthroplastie
du genou par implants partiels et totaux". Acta orthop.
Belg., 39, 11, 1973.
156. WAHLIG, H., and BUCHHOLZ, H.W.: "Experimentelle und kli-
nische Untersuchungen zur freisetzung von gentamycin aus
einem knochen-zement". Chirurg, 43, 441, 1972.

157. WAHLIG, H., HAMEISTER, W. and GRIEBEN, A.: "The release of gentamicin from polymethyl metacrylate". Langenbecks Arch. Chir., 331, 1, 1972.
158. WALKER, P.S., DOWSON, D., LONGFIELD, M.D. and WRIGHT, V.: "Friction and wear of artificial joint materials". Proceedings, Institution of Mechanical Engineers, 181 (35), 133, 1967.
159. WEIGHTMAN, B.O., PAUL, I.L., ROSE, R.M., SIMON, R.S. and RADIN, E.L.: "Lubrication mechanism of hip joint replacement prostheses". Journal of Lubrication Technology. A.S.M.E., 94, 134, 1972.
160. WILLERT, H.G.: "Reaction of bone to metacrylate after hip arthroplasty". J. Bone. Joint Surg., 56A, 1368, 1974.
161. WILSON, F.C., and VENTERS, G.C.: "Results of knee replacement with the Waldius prosthesis". Clin. Orthop., 120, 39, 1976.
162. WITVÖET, J.: "Guepar total knee prosthesis". Comunic. Congr. Intern. Sobre rodilla de Rotterdam, 13-15 Sept., 1973.
163. YAMAMOTO, S.: "Total knee replacement with the Kodama-Yamamoto knee prosthesis". Clin. Orthop., 145, 60, 1979.
164. YOUNG, H.H.: "Use of a hinged vitallium prosthesis for arthroplasty of the knee. A preliminary report". J. Bone. Joint Surg., 45A, 1627, 1963.

